

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ**  
**«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ**  
**імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**  
**ФАКУЛЬТЕТ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ**  
(повна назва інституту/факультету)

**КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ**  
(повна назва кафедри)

До захисту допущено:

В. о. завідувача кафедри

\_\_\_\_\_ **Владислав ШЛИКОВ**  
(підпис) (Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

«\_\_\_» \_\_\_\_\_ 2020 р.

**Дипломна робота**  
на здобуття ступеня бакалавра

за освітньо-професійною програмою \_\_\_\_\_ **Клінічна інженерія**  
(назва)

спеціальності \_\_\_\_\_ **163 Біомедична інженерія**  
(код, назва)

на тему: \_\_\_\_\_ **Прилад для профілактики розвитку постурального кіфозу**

Виконала: студентка **IV** курсу, групи **БМ-61**  
(шифр групи)

\_\_\_\_\_ **Тичина Валерія Олегівна**  
(прізвище, ім'я, по батькові) \_\_\_\_\_  
(підпис)

Керівник \_\_\_\_\_ **ст. викл. каф. БМІ Юр'єва Катерина Олександрівна**  
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище, ім'я, по батькові) \_\_\_\_\_  
(підпис)

Консультант **4** \_\_\_\_\_ **доц. каф. ОПШБ, к.т.н. Демчук Гліб Вікторович**  
(назва розділу) (посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) \_\_\_\_\_  
(підпис)

Нормоконтролер \_\_\_\_\_ **ст. викл. каф. БМІ Юр'єва Катерина Олександрівна**  
(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) \_\_\_\_\_  
(підпис)

Рецензент \_\_\_\_\_ **проф. каф. ББЗЛ, д.п.н., проф. Вихляєв Юрій Миколаєвич**  
(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) \_\_\_\_\_  
(підпис)

Засвідчую, що у цій дипломній роботі  
немає запозичень з праць інших авторів  
без відповідних посилань.

Студент \_\_\_\_\_  
(підпис)

Київ – 2020

**Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут  
імені Ігоря Сікорського»**

Факультет (інститут)

Кафедра

Рівень вищої освіти

Спеціальність

Освітньо-професійна програма

Біомедичної інженерії

Біомедичної інженерії

Перший (бакалаврський)

163 Біомедична інженерія

Клінічна інженерія

ЗАТВЕРДЖУЮ

В. о. завідувача кафедри

\_\_\_\_\_ Владислав ШЛИКОВ

(підпис)

(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

«\_\_\_» \_\_\_\_\_ 2020 р.

**ЗАВДАННЯ**

**на дипломну роботу студенту**

Тичині Валерії Олегівні

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи: Прилад для профілактики розвитку постурального кіфозу

керівник роботи Юр'єва Катерина Олександрівна

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «25» травня 2020 р. № 1191-с

2. Термін подання студентом роботи 8 червня 2020 р.

3. Вихідні дані до роботи: патенти, максимальний кут відхилення у сагітальній площині від положення норми – 9°, технічна документація до мікроконтролера Arduino Nano V3.0, модуля положення GY-521, перемикача TTP223-BA6, вібромотора, модуля Bluetooth HC-06

4. Зміст дипломної роботи (перелік завдань, які потрібно розробити): визначення основних функціональних блоків розроблених коректорів постави, підбір необхідних компонентів, розрахунок кутів обертання, створення алгоритму, який забезпечуватиме належний контроль постави під час періодів руху та спокою, розробка прототипу приладу для профілактики розвитку постурального кіфозу, проектування 3D моделі приладу

5. Перелік ілюстративного матеріалу презентація дипломної роботи

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	Завдання прийняв
4	доц. каф. ОППЦБ Демчук Г. В.		

7. Дата видачі завдання \_\_\_\_\_

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Огляд патентів та корисних моделей	Березень 2020 р.	
2	Підбір необхідних компонентів й визначення алгоритму обробки даних	Квітень 2020 р.	
3.	Розробка алгоритму контролю постави	Квітень 2020 р.	
4.	Виготовлення й тестування прототипу приладу	Травень 2020 р.	
5.	Створення програмного продукту для аналізу рівня активності на основі даних модуля положення	Травень 2020 р.	
6.	Оформлення розділу з «Охорони праці»	Травень 2020 р.	
7.	Оформлення ДР	Червень 2020 р.	
8.	Отримання рецензії та відгуку	Червень 2020 р.	
9.	Здача роботи на нормоконтроль	Червень 2020 р.	
10.	Захист ДР	Червень 2020 р.	

Студент

\_\_\_\_\_  
(підпис)

Валерія ТИЧИНА  
(Власне ім'я, ПРИЗВИЩЕ)

Керівник роботи

\_\_\_\_\_  
(підпис)

Катерина ЮР'ЄВА  
(Власне ім'я, ПРИЗВИЩЕ)

## АНОТАЦІЯ

Дипломна робота налічує 59 сторінок, 25 ілюстрацій, 16 таблиць та 32 джерела у переліку посилань.

В останні роки спостерігається значне збільшення порушень постави серед дітей шкільного віку та молоді. Неправильна постава, зокрема сутулість, спричиняє розвиток постурального кіфозу у грудному відділі хребта. Надмірне викривлення грудного відділу негативно впливає на функціонування різних систем організму. Одним зі способів профілактики розвитку подібних ускладнень є застосування коректорів постави, які сповіщають людину у разі відхилення її положення від норми та сприяють зміцненню м'язів спини.

Мета дипломної роботи: прототип приладу для профілактики розвитку постурального кіфозу.

Методи: аналіз існуючих патентів та корисних моделей, розробка алгоритму контролю постави, принципової електричної схеми приладу, створення 3D моделі приладу, моделювання прототипу приладу на макетній платі.

Отримані результати: виконано підбір необхідних компонентів приладу, розроблена принципова електрична схема у середовищі Fritzing, реалізовано алгоритм контролю постави у середовищі розробки Arduino, розроблено 3D модель приладу у програмному середовищі Solidworks, проведено тестування зібраного прототипу приладу.

Ключові слова: постуральний кіфоз, коректор постави, інерційні датчики.

## **ABSTRACT**

The volume of the graduation work is 59 pages, it contains 25 illustrations and 16 tables, 32 sources have been processed in total.

In recent years there has been a significant increase in posture disorders among children of school age and youth. Incorrect posture, in particular slouching, leads to the progressing of postural kyphosis in the thoracic spine. Excessive curvature of the thoracic spine negatively affects the functioning of various body systems. One way to prevent the progressing of such complications is to use special devices – posture correctors, which inform the person in case of deviation of its position and help strengthen back muscles.

The purpose: a prototype device for prevention of postural kyphosis.

Methods: analysis of existing patents and utility models, development of a posture control algorithm, a circuit diagram of the device, creation of a 3D model of the device, modeling a prototype device on a breadboard.

Results: selection of the necessary components of the device was made, the circuit diagram was developed in Fritzing, an algorithm of posture control was realized in Arduino, 3D model of the device was developed in Solidworks, testing of the assembled prototype of the device was carried out.

Keywords: postural kyphosis, posture corrector, inertial sensors.

## ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1 ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ .....	10
1.1 Фізіологічні ознаки постави у нормі .....	10
1.2 Класифікація порушень постави .....	11
1.3 Технічні та функціональні особливості приладів для контролю постави ....	13
Висновки до розділу 1 .....	18
РОЗДІЛ 2 МОДЕЛЮВАННЯ ПРИЛАДУ .....	20
2.1 Функціональна схема приладу.....	20
2.2 Технічні характеристики компонентів та особливості їх з'єднання.....	21
2.3 Калібрування модуля положення .....	26
2.4 Обробка даних модуля положення.....	29
2.5 Алгоритм забезпечення контролю постави .....	38
2.6 Створення прототипу приладу.....	39
2.7 Створення 3D моделі приладу .....	41
РОЗДІЛ 3 АВТОМАТИЗАЦІЯ РОЗРАХУНКУ ЩОДЕННОЇ АКТИВНОСТІ...	43
3.1 Проектування та розробка програмного продукту .....	43
3.2 Тестування програмного продукту .....	45
Висновки до розділу 3 .....	47
РОЗДІЛ 4 ОХОРОНА ПРАЦІ .....	48
4.1 Характеристика приладу, що розробляється.....	48
4.1.1 Характеристики компонентів приладу .....	48
4.1.2 Складові частини приладу.....	49
4.1.3 Характер взаємодії об'єкту в системі «людина – об'єкт» .....	50
4.2 Оцінка потенційних небезпек .....	50
4.2.1 Небезпека ураження електричним струмом.....	50

					БМ61.12.2505.1191			
Вим	Лист	№ докум.	Підпис	Дата				
Розробив		Тичина В. О.			Прилад для профілактики розвитку постурального кіфозу	Літ.	Лист	Листів
Перевірів		Юр'єва К. О.					6	59
Реценз.		Вихляєв.Ю. М.				КПІ ім. Ігоря Сікорського ФБМІ БМ-61		
Н. Контр.		Юр'єва К. О.						
Затвердив		Шликов В. В.						

4.2.2 Небезпека займання .....	52
4.3 Інструкція по техніці безпеки при експлуатації приладу .....	53
Висновки до розділу 4 .....	54
ВИСНОВКИ.....	55
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ.....	57
ДОДАТОК А ЗАПИС ТА АНАЛІЗ ПОКАЗНИКІВ МОДУЛЯ GY-521.....	60
ДОДАТОК Б РОЗРАХУНОК КІЛЬКОСТІ ПРОЙДЕНИХ КРОКІВ .....	63

## ВСТУП

В останні роки спостерігається значне збільшення порушень постави серед дітей шкільного віку та молоді. Порушення постави становлять 90% усіх відхилень від норми з боку опорно-рухової системи молодших школярів. У дітей старшого шкільного віку порушення постави виявляють у 67 – 72% випадків. Загалом у кожній четвертій дитини в Україні спостерігаються відхилення постави від норми, що обумовлюють порушення з боку психічної, соціальної та фізичної складової здоров'я.

Діти з порушеннями постави стривожені за свій зовнішній вигляд, що зумовлено візуальною асиметрією тулуба. Це призводить до депресивних станів, дитина перестає спілкуватись з однолітками, стає неконтактною, замикається в собі, погіршується ефективність її адаптації у соціальних колективах.

Відхилення постави від норми викликають м'язову втому, больові відчуття, зумовлюють прогресуючий деструктивний вплив на міжхребетні диски, призводять до зниження рухливості грудної клітини, порушують ресорну функцію хребта, що негативно впливає на нервову систему. Деформації хребта, викликані порушеннями постави, зокрема постуральний кіфоз, спричиняють зменшення ємності легень, що супроводжується недостатнім надходженням кисню в кров та обумовлює порушення функціонування серцево-судинної системи. Діафрагма починає тиснути на черевну порожнину, що призводить до порушень у роботі системи травлення. При виражених морфологічних змінах можливе здавлення спинного мозку, що зумовлює втрату або послаблення чутливості кінцівок.

Саме тому важливо вже при першому ступені порушень постави, вживати заходів для запобігання розвитку сталої деформації хребта. Актуальним є створення профілактичних коректорів постави, дія яких полягає в наступному: у випадку відхилення від положення норми, людина отримує сигнал сповіщення й приймає правильне положення за рахунок власних зусиль. Таким чином відчуття

					БМ61.12.2505.1191	Лист
						8
Изм.	Лист	№ дм.	Підпис	Дата		



правильної постави поступово закріплюється. Важливо зазначити, що дані прилади не викликатимуть гіпотонію м'язів, і тому можливе їх тривале використання протягом дня, на відміну від корсетів та реклінаторів.

Метою дипломної роботи є прототип приладу для профілактики розвитку постурального кіфозу.

Для досягнення мети були поставлені наступні завдання:

- визначити основні функціональні елементи розроблених коректорів постави, а також їх особливості, що можуть бути скореговані;
- побудувати принципову електричну схему приладу для профілактики розвитку постурального кіфозу;
- розробити алгоритм, що дозволить контролювати поставу під час періодів спокою та фізичної активності;
- створити програмний продукт для аналізу рівня фізичної активності;
- створити 3D модель приладу для профілактики розвитку постурального кіфозу.

## РОЗДІЛ 1

### ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ

#### 1.1 Фізіологічні ознаки постави у нормі

Постава – це характеристика стану опорно-рухового апарату, рівня фізичного розвитку, сформованості поведінкових навичок, яка відображає здатність людини підтримувати оптимальне фізіологічне положення тіла та його частин без надлишкового м'язового напруження [1]. Це важливий комплексний показник стану здоров'я та гармонічного фізичного розвитку.

Форма хребта – основа постави. Хребет має чотири фізіологічних вигини: шийний і поперековий лордоз, грудний та крижовий кіфоз. Завдяки фізіологічним вигинам хребет виконує ресорну функцію, захищаючи спинний та головний мозок від поштовхів та струсів, збільшується пружність хребта та його рухливість [2]. Постава не зумовлена анатомічними змінами хребта – формуванням фізіологічних вигинів під час росту та розвитку людини, але відхилення постави, що з'явилися у дитячому та підлітковому віці можуть призвести до формування стійких деформацій хребта [3], зокрема до постурального кіфозу – патологічного викривлення хребта надміру у грудному відділі.

Постава людини, що стоїть у невимушеному положенні, у нормі має наступні ознаки:

- осі тулуба і голови розташовані вздовж однієї осі, перпендикулярно до площі опори;
- тазостегнові та колінні суглоби розігнуті;
- фізіологічні вигини хребта (шийний, грудний, поперековий, крижовий) помірно виражені;
- плечі розведені, знаходяться на одному рівні;
- лопатки симетрично розташовані;
- однакова форма трикутників, утворених бічною поверхнею тулуба і

					БМ61.12.2505.1191	Лист
						10
Изм.	Лист	№ дм.	Підпис	Дата		

внутрішньою поверхнею опущених рук;

– грудна клітина має циліндричну або конічну форму (епігастральний кут, кут утворений реберними дугами, прямий та тупий відповідно);

– живіт плоский або рівномірно й помірно випуклий.

Відхилення від даних ознак свідчать про порушення постави. Вони пов'язані з функціональними змінами опорно-рухового апарату, при яких формуються хибні умовно рефлекторні зв'язки, що закріплюють неправильне положення тіла, й звичка дотримання правильної постави втрачається [4].

## 1.2 Класифікація порушень постави

Найбільш відомою є класифікація порушень постави, запропонована Л. П. Миколаєвим. Виділяють два основних типи порушень постави: у сагітальній та фронтальній площині. У сагітальній площині розрізняють порушення постави, пов'язані зі збільшенням фізіологічних вигинів хребта (сутулість, кругла спина, кругло-ввігнута спина) та зменшенням фізіологічних вигинів хребта (плоска спина та плоско-ввігнута спина).

Сутулість (кіфотична постава) характеризується збільшенням грудного кіфозу у верхній ділянці грудного відділу хребта при зменшенні поперекового лордозу (рис. 1.1, б) [4]. Характерні ознаки: голова нахилена вперед, плечі опущені, запалі груди, виступаючі лопатки, живіт випнутий. Вкорочення м'язів на ввігнутій стороні хребта і розтягнення на вигнутій зумовлюють неможливість перебувати тривалий час у правильному положенні та викликають м'язову втому [5].

Кругла спина характеризується збільшенням грудного кіфозу вздовж усього грудного відділу хребта. При цьому спостерігається зменшення вигинів шийного та поперекового відділів вперед, відбувається вкорочення м'язово-зв'язкового апарату передньої частини тулуба та розтягнення зв'язкового апарату м'язів спини [4]. Характерні ознаки: голова нахилена вперед, грудна

					БМ61.12.2505.1191	Лист
						11
Изм.	Лист	№ дм.	Підпис	Дата		

клітина сплюснена, плечі опущені вперед, живіт випнутий, лопатки мають крилоподібну форму, коліна напівзігнуті [5].

Кругло-ввігнута спина (кіфолордотична постава) вказує на збільшення грудного кіфозу та поперекового лордозу (рис. 1.1, д). Шийний лордоз та крижовий кіфоз теж надмірно збільшені у передньо-задньому напрямку [4]. Характерні ознаки: голова, шия, плечі нахилені вперед, таз надмірно нахилений вперед, грудна клітина сплюснена. Спостерігається ослаблення м'язів черевного преса, що зумовлює опущення внутрішніх органів [5].

Плоска спина характеризується зменшенням усіх фізіологічних вигинів хребта. Спостерігається зменшення фізіологічного кіфозу у грудному та крижовому відділі, виникнення кіфозу у поперекового відділі (рис. 1.1, в) [5]. Характерні ознаки: недостатній нахил тазу вперед, грудна клітина сплюснена, лопатки мають крилоподібну форму, живіт втягнутий. Зменшення вигинів хребта знижує витривалість при статичному навантаженні та погіршує ресорну функцію хребта.

Плосковвігнута спина (лордотична постава) у порівнянні з плоскою спиною характеризується посиленням крижово-поперекового лордозу (рис. 1.1, г). Характерні ознаки: таз сильно нахилений вперед та зміщений назад, грудний та шийний відділи хребта сплюснені. Дані зміни призводять до функціональних порушень хребта [6].

Порушення постави у фронтальній площині називають сколіотичною поставою. Спостерігаються бокові відхилення хребта від прямої осі, асиметрія розташування надпліч, лопаток [4]. Дані розбіжності мають функціональний характер без морфологічних змін, але є передумовою до розвитку сталої деформації хребта – сколіозу.

Розрізняють три ступені порушень постави [3]:

– перший ступінь: змінений тонус м'язів, порушення постави зникають, коли людина випростовує свій хребет, для усунення відхилень від норми необхідні систематичні корекційні вправи;

– другий ступінь: спостерігаються зміни у зв'язковому апараті хребта, для

					БМ61.12.2505.1191	Лист
						12
Изм.	Лист	№ дм.	Підпис	Дата		

усунення відхилень від норми необхідні довготривалі корекційні вправи;

– третій ступінь: присутні стійкі зміни в міжхребетних дисках та хребті, подібні порушення не усуваються корекційними вправами.

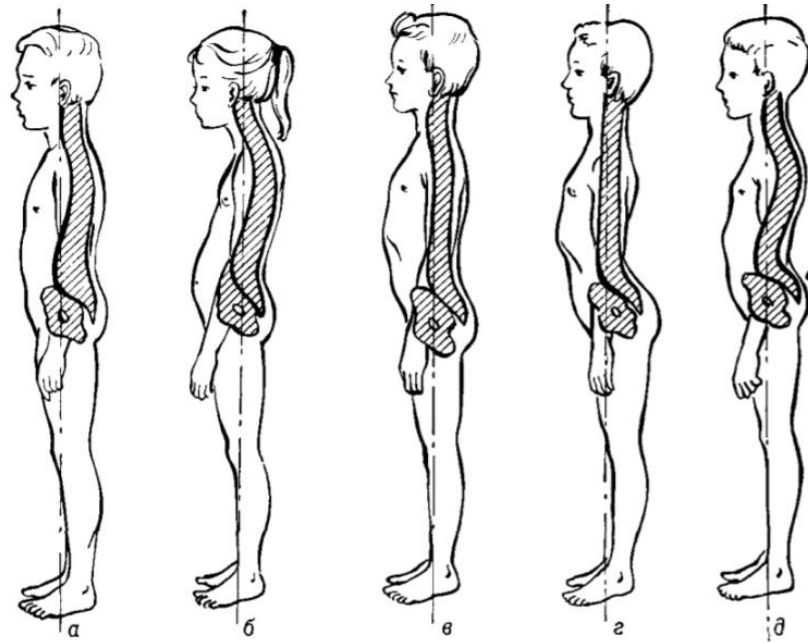


Рисунок 1.1 – Типи постави: а – постава у нормі, б – кіфотична постава, в – плоска спина, г – лордотична постава, д – кругло-ввігнута спина [4]

Основою корекційних вправ є зміцнення м'язів-розгиначів спини та тулуба, розвиток і вдосконалення м'язово-суглобової чутливості, що зумовлює відчуття положення певних частин тіла.

### 1.3 Технічні та функціональні особливості приладів для контролю постави

Прилади для контролю постави, як і корекційні вправи, направлені на розвиток та закріплення відчуття правильної постави. Вони сприяють зміцненню м'язів спини, оскільки на відміну від корсетів у випадку відхилення від положення норми, людина випростовується за рахунок власних зусиль. Огляд існуючих патентів та корисних моделей приладів для контролю постави важливий для визначення основних функціональних блоків приладу для профілактики розвитку постурального кіфозу.

Патент України на винахід № 64461 А «Пристрій для активної корекції

постави» (табл. 1.1) складається з індикатора деформації, виконаного у вигляді пружного металевго стержня з можливістю електричного зв'язку з дзвінком через металеве кільце-контакт, яке разом з стержнем і двома шайбами розташовані в середині пружно-гнучкої поліхлорвінілової трубки. Перша шайба – металева, має отвір з різьбою, друга – струмонепровідна, має отвір трохи більший за діаметр стержня, який декілька виступає за межі другої шайби у середину металевго кільця. З протилежного боку стержень має різьбу та шліц на торці з можливістю регулювання довжини виступу стержня всередину металевго кільця [7]. Це дозволяє диференційовано реагувати на вигини хребта, що забезпечує поступове виправлення постави людини, яка відразу не може звикнути до надмірного навантаження м'язів спини, відчуваючи біль, напруження та дискомфорт [8]. Для закріплення приладу вздовж хребта використовуються спеціальні еластичні ремені [7].

Патент на корисну модель RU 48765 (табл. 1.1) являє собою індикатор самокорекції постави, який за допомогою еластичних стрічок фіксується на грудині. Правильна постава встановлюється вирівнюванням рідинного рівня. Технічний результат досягається за рахунок використання датчика нахилу на основі оптоелектронної пари, розташованої в непрозорій сфері, заповненій демпферною рідиною. У безпосередній близькості над оптоелектронною парою, всередині сфери, на тонкій нитці підвішується маятник, нижній кінець якого служить відбивачем. Діод оптоелектронної пари є джерелом автономного випромінювання, яке, відбившись від нижнього кінця маятника, потрапляє в фототранзистор оптоелектронної пари, що запускає електронний блок апарату. При відхиленні на кут більше  $9^\circ$  від положення правильної постави маятник датчика також відхиляється і випромінювання діода не потрапляє в фототранзистор. В цьому випадку електронний блок індикатора постави подає звуковий сигнал оповіщення. Щоб уникнути звукової одноманітності, передбачений дворівневий метод оповіщення – спочатку за допомогою слабкої інтенсивності, а через 15 секунд – більшої. Додатково передбачена можливість сповіщення через навушники [9].

					БМ61.12.2505.1191	Лист
						14
Изм.	Лист	№ дм.	Підпис	Дата		

Індикатор постави, представлений патентом на корисну модель WO 014027 (табл. 1.1), складається з датчика нахилу, генератора звукового сигналу з аудіовиходом, схеми уповільнення сигналу та акумулятора. Він виконаний для носіння на верхній частині груднини. Датчик нахилу є герметичною скляною колбою, з одного боку якої виконано два електродних контакти. Всередині колби міститься крапелька ртуті. Вона розташована таким чином, що при нахилі колби в сторону контактів замикає їх, а в іншу сторону – розмикає. Регулювання нахилу датчика для фіксації початкового положення здійснює колесо. Пристрій уповільнення сигналу здійснює затримку подачі напруги на генератор сигналу й реалізований у вигляді послідовного включення інтегратора з компаратором. Він необхідний для ефективного контролю постави під час руху [10].

На основі оптичного датчика деформації, виконаного у вигляді гнучкої поздовжньої пластини реалізований патент на винахід RU 2504350 (табл. 1.1). Датчик деформації використовується довжиною не менше, ніж протяжність трьох суміжних хребців на контрольованій ділянці хребта, але не більшою, ніж протяжність односпрямованого вигину хребта, що дозволяє повноцінно вимірювати деформацію необхідного відділу. Встановлення датчика проводиться таким чином, щоб площа корекції оцінюваного вигину хребта людини була перпендикулярною до серединної поверхні пластини датчика деформації. Це дозволяє забезпечувати максимальну чутливість датчика, що особливо важливо за умов малої амплітуди рухів хребта. Оптичний датчик має захисний кожух, виконаний з полімерного матеріалу, що необхідний для запобігання ушкоджень чутливого елемента і попадання на нього світла, який може бути джерелом перешкод. Датчик деформації пов'язаний через канали зв'язку з системою управління та обробки інформації, де встановлюються гранично допустимі значення вигину хребта та обирається вид сигналу сповіщення. Мікропроцесор, розташований у даній системі, порівнює зареєстровані значення вигину хребта з гранично допустимими. За допомогою спеціальної системи кріплення – підтяжок прикріплених до еластичного поясу, датчик деформації може бути прикріплений та зафіксований вздовж різних

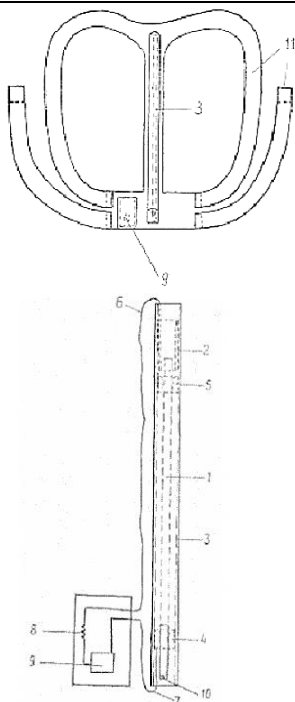
					БМ61.12.2505.1191	Лист
						15
Изм.	Лист	№ дм.	Підпис	Дата		

відділів хребта [11].

У патенті на винахід US 9128521 (табл. 1.1) представлений сенсорний прилад для контролю постави, який складається з трьохосового акселерометра, мікропроцесора, комунікаційного модуля, модуля сповіщення та джерела живлення. Мікропроцесор, розташований безпосередньо на патчі, виконує безперервний збір та аналіз даних акселерометра, які вказують на якість постави. За допомогою мережевого з'єднання ці дані можуть передаватися на сервер чи мобільний пристрій для подальшої обробки. Клейкий патч може кріпитися до різних відділів хребта, зокрема до поперекового. Норма кутів нахилу для даного відділу хребта під час ходьби становить  $\pm 5^\circ$ , а при сидінні  $\pm 10^\circ$  у порівнянні з середнім кутом нахилу тазу, зафіксованим при ходьбі [12].

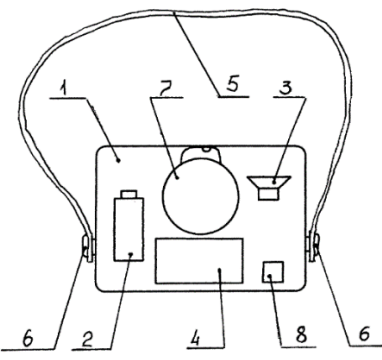
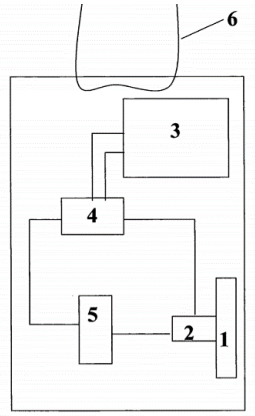
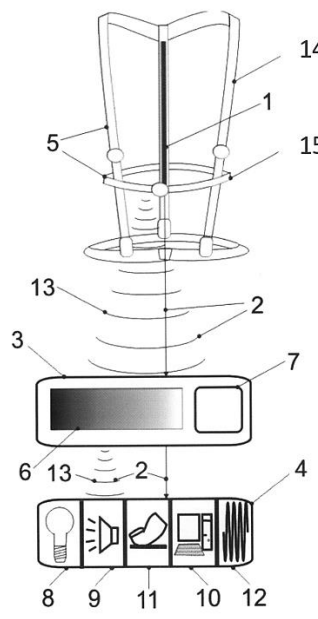
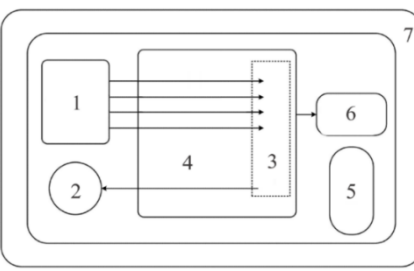
У патенті на винахід US 9763603 (табл. 1.1) прилад для контролю постави реалізований на основі системи акселерометрів та гіроскопів, дані яких зберігаються в блоці пам'яті пристрою й передаються за допомогою модуля бездротового з'єднання для подальшої обробки на пристрій зчитування. Даний прилад передбачений для кріплення вздовж грудного відділу хребта [13].

Таблиця 1.1 – Складові компоненти розглянутих патентів

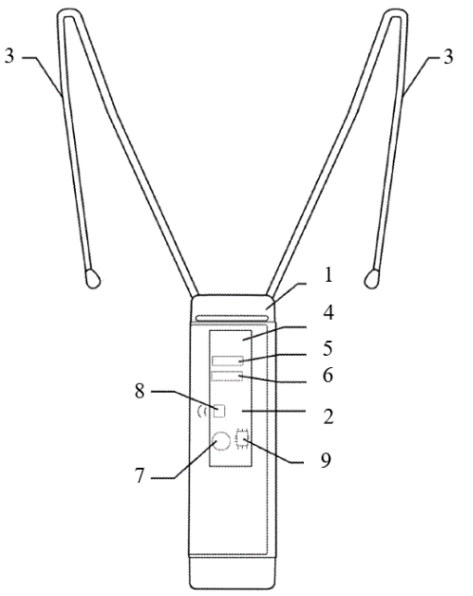
Назва патенту	Схематичне зображення складових компонентів приладів	Складові компоненти
Пристрій для активної корекції постави, патент України на винахід № 64461 А		1 – пружний металевий стержень; 2 – металеве кільце-контакт; 3 – трубка індикатора деформації; 4 – металева шайба; 5 – струмонепровідна шайба; 6 – провідник; 7 – провідник; 8 – джерело напруги (батарейка); 9 – дзвінок; 10 – шпіль металевого стержня; 11 – еластичні ремені фіксації;



Продовження табл. 1.1

<p>Індикатор самокорекції постави, патент на корисну модель RU 48765</p>		<p>1 – корпус; 2 – блок живлення; 3 – звуковий динамік; 4 – електронний блок; 5 – еластичні ремені; 6 – заклепки для фіксації еластичних ременів; 7 – датчик нахилу, виконаний на основі оптоелектронної пари; 8 – гніздо-комутатор для підключення навушників;</p>
<p>Індикатор самокорекції постави, патент на корисну модель WO 014027</p>		<p>1 – колесо, що регулює нахил датчика; 2 – датчик нахилу, складовими якого є електродні контакти та капелька ртуті, що розмикає/закликає контакти; 3 – генератор звукового сигналу; 4 – схема уповільнення сигналу; 5 – акумулятор; 6 – ланцюжок для кріплення приладу на шию;</p>
<p>Інтерактивний пристрій корекції постави, патент на винахід RU 2504350</p>		<p>1 – оптичний датчик; 2 – канали зв'язку; 3 – система управління та обробки інформації; 4 – система індикації результатів обробки інформації; 5 – система кріплення пристрою; 6 – блок візуалізації деформації; 7 – блок електронної пам'яті; 8 – оптичне джерело сигналу; 9 – звукове джерело сигналу; 10 – електричне джерело сигналу; 11 – механічне джерело сигналу; 12 – вібраційне джерело сигналу; 13 – бездротове з'єднання Bluetooth; 14 – підтяжки, що є складовою системи кріплення; 15 – пояс, що фіксує низ датчика;</p>
<p>Прилад для корекції постави, патент на винахід US 9128521</p>		<p>1 – акселерометр; 2 – сигналізатор; 3 – блок внутрішньої пам'яті; 4 – мікропроцесор; 5 – акумулятор; 6 – модуль бездротового з'єднання; 7 – сенсорна панель;</p>

Продовження табл. 1.1

<p>Прилад для корекції постави, патент на винахід US 9763603</p>		<p>1 – роз’єм для фіксації сенсорного пристрою;                  2 – сенсорний пристрій для контролю постави;                  3 – джгути для кріплення пристрою між першим та десятим грудними хребцями (Th1 – Th10);                  4 – корпус сенсорного пристрою;                  5 – система з акселерометрів;                  6 – система з гіроскопів;                  7 – блок живлення;                  8 – модуль бездротового підключення;                  9 – пристрій для запам’ятовування.</p>
--	---	---

Загальна схема приладів для контролю постави, сформована на основі аналізу наведених патентів, представлена на рисунку 1.2.

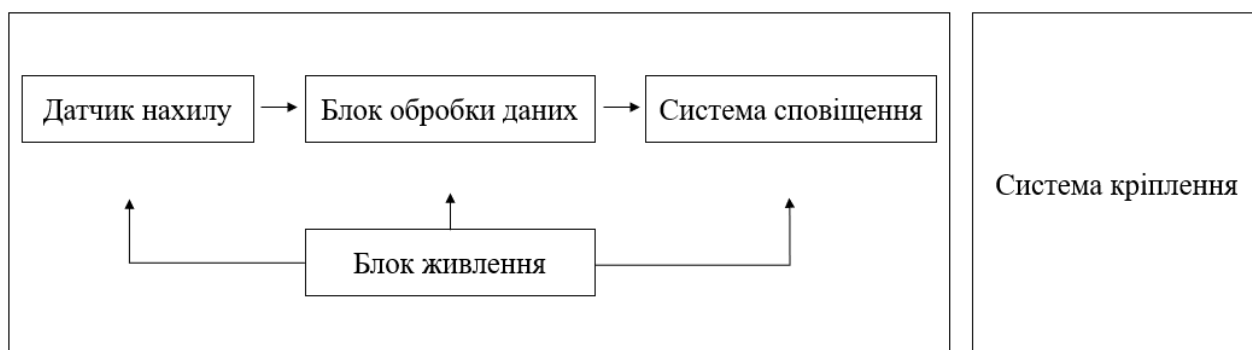


Рисунок 1.2 – Основні складові частини приладів для контролю постави

Важливо зазначити, що на рисунку 1.2 не вказується безпосереднє з’єднання блоків елементів, а лише їх взаємодія, оскільки до прикладу, обробка даних з датчика нахилу може відбуватися безпосередньо в приладі, за умови, що він містить необхідний блок обробки даних, або на іншому пристрої, куди дані передаються за допомогою комунікаційного модуля.

## Висновки до розділу 1

На основі аналітичного огляду літератури за темою дипломної роботи були

					БМ61.12.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ дм.	Підпис	Дата		18

вивчені фізіологічні ознаки постави у нормі та в патології (згідно класифікації порушень постави за Л. П. Миколаєвим).

Також у даному розділі були наведені технічні та функціональні особливості приладів, які можуть визначати зміни постави. Встановлено, що їх основними складовими частинами є датчик нахилу, блок обробки даних, система сповіщення, блок живлення та система кріплення.

Визначено, що для датчику нахилу має використовуватися комбінація акселерометра та гіроскопа, оскільки таким чином буде забезпечене точне вимірювання кутів нахилу, як у статичному, так і у динамічному положеннях. Локальна установка даних компонентів, завдяки їх розмірам, дозволить вибірково вимірювати вигин хребта в необхідній площині, виключивши, вплив на нього неоцінюваних деформацій. Для швидкої обробки даних датчики акселерометра й гіроскопа мають безпосередньо під'єднуватися до блока обробки даних. Для сповіщення щодо порушення постави має бути обраний сигнал вібромотора, оскільки він комфортний для людини як при перебуванні вдома, так і в людних місцях. У якості блока живлення перевагу варто віддати акумуляторним батареям з високою щільністю енергії. Даний прилад розрахований для носіння дітьми, тому система кріплення має включати зручні еластичні ремені.

Для профілактики розвитку постурального кіфозу важливим є закріплення приладу вздовж грудного відділу хребта. Згідно патенту на корисну модель RU 48765 значення кута відхилення не має перевищувати 9°.

## РОЗДІЛ 2

### МОДЕЛЮВАННЯ ПРИЛАДУ

#### 2.1 Функціональна схема приладу

Основним функціональним модулем приладу, який забезпечує контроль постави, є мікроконтролер (рис. 2.1). На його входи подаються дані з модуля положення, до складу, якого входять: трьохосьовий акселерометр та трьохосьовий гіроскоп. Аналіз даних мікроконтролером починає виконуватися після натиснення сенсорної кнопки. Відповідно повторне натиснення кнопки зупиняє аналіз. Сигнал з мікроконтролера передається на вібраційний мотор, який сповіщає про порушення постави. За допомогою модуля бездротового з'єднання забезпечується зворотній зв'язок й дані, які оброблюються мікроконтролером, можуть передаватися для подальшої обробки на пристрій зчитування, зокрема для аналізу щоденної фізичної активності: визначення кількості зроблених кроків, пройденої відстані, підрахунку часу активності та спокою.

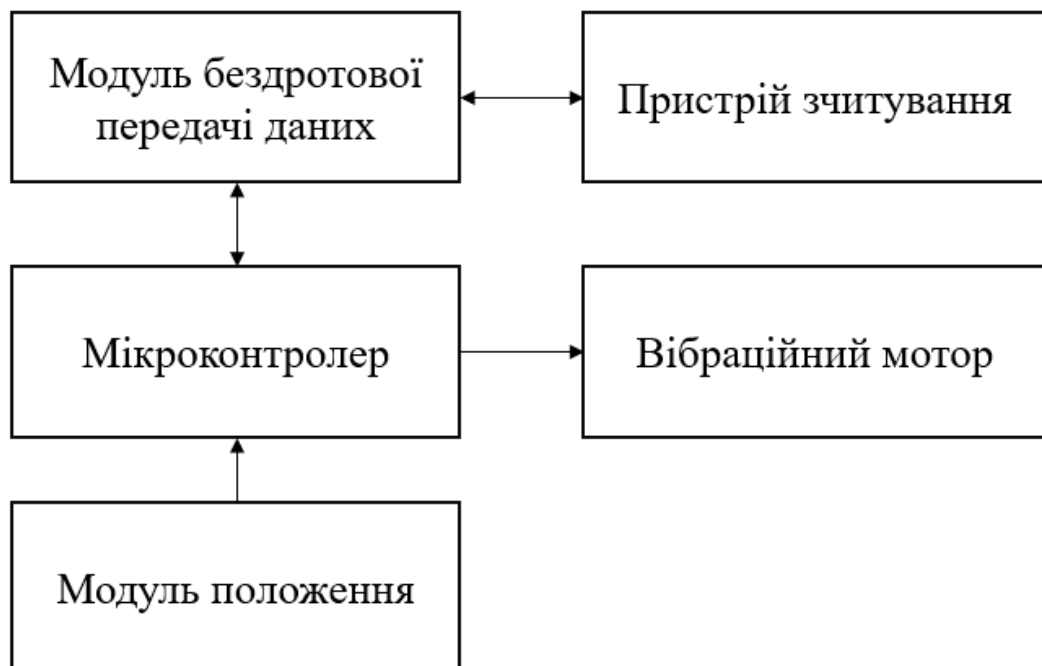


Рисунок 2.1 – Основні функціональні блоки прототипу приладу для профілактики розвитку постурального кіфозу

## 2.2 Технічні характеристики компонентів та особливості їх з'єднання

Платформа Arduino Nano V3.0 (рис. 2.2) на основі мікроконтролера ATmega328P обрана згідно технічних вимог до компактності приладу. Дана платформа адаптована для роботи з макетними платами та забезпечує можливість під'єднання до комп'ютера для завантаження програмного коду за допомогою mini-USB. Стабілізація поданої напруги від зовнішніх джерел живлення відбувається за допомогою лінійного понижуючого регулятора напруги LM1117MPX-5.0 з виходом у 5 В, які забезпечують живлення мікроконтролера ATmega 328, внутрішніх елементів платформи та під'єднаних компонентів. Стабілізатор мікросхеми FT232R, що забезпечує зв'язок мікропроцесора ATmega328P з USB портом комп'ютера має вихід на 3,3 В, що теж є зручним за необхідності під'єднання додаткових компонентів. Технічні характеристики мікроконтролера Arduino Nano V3.0 [14] наведені у таблиці 2.1.

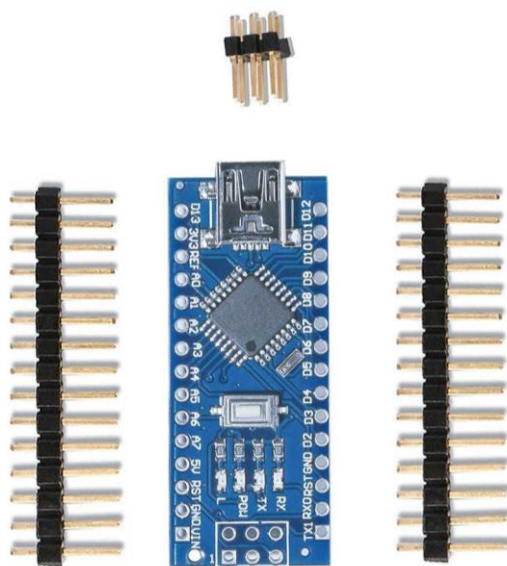


Рисунок 2.2 – Зовнішній вигляд мікроконтролера Arduino Nano V3.0 [14]

Таблиця 2.1 – Технічні характеристики Arduino Nano V3.0 ATmega328P

Мікроконтролер	ATmega328P
Робоча напруга	5 В
Напруга живлення (рекомендована)	7 – 12 В
Напруга живлення (граничні значення)	6 – 20 В
Кількість цифрових входів	14
Кількість аналогових входів	8

Продовження табл. 2.1

Постійний струм через вхід/вихід	40 мА з одного виводу, 500 мА з усіх виводів
Флеш-пам'ять	32 Кб
Оперативна пам'ять	2 Кб
Енергонезалежна пам'ять	1 Кб
Тактова частота	16 МГц
Розміри	18 мм × 45 мм × 1,6 мм

Модуль GY-521 (рис. 2.3) обраний у якості модуля положення. Його складовими є інерційні датчики, виконані у мікроелектромеханічній технології – трьохосьовий акселерометр та трьохосьовий гіроскоп, й датчик температури. Обробка даних інерційних датчиків відносно трьох осей виконується одночасно за допомогою 16-бітного аналого-цифрового перетворювача. Технічні характеристики GY-521 [15] наведені у таблиці 2.2.

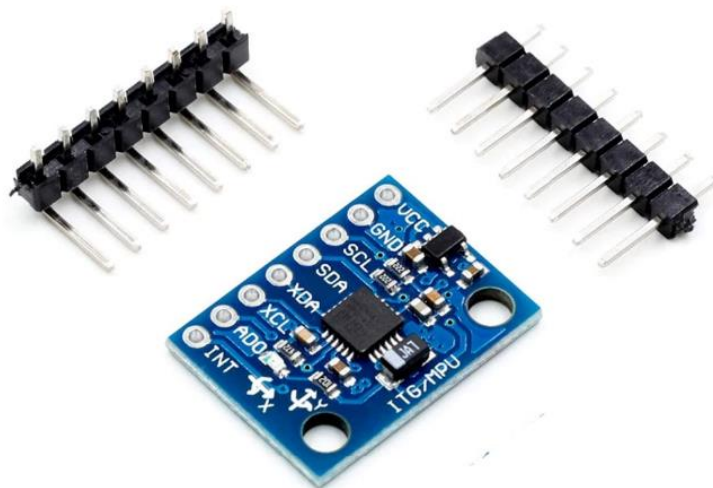


Рисунок 2.3 – Зовнішній вигляд модуля положення GY-521 [15]

Таблиця 2.2 – Технічні характеристики модуля положення GY-521

Мікросхема	MPU 6050
Робоча напруга	3,3 В – 5 В
Рівні чутливості для акселерометра	±2g, ±4g, ±6g, ±8g, ±16g
Рівні чутливості для гіроскопа	±250°, ±500°, ±1000°, ±2000°
Діапазон вимірювання температури	–40°C – +85°C
Розміри модуля	15 мм × 20 мм × 1,6 мм

У якості блока сповіщення обраний вібраційний мотор, реалізований на основі модуля (рис. 2.4), оскільки таким чином він є компактнішим для використання – додаткові елементи: резистори, конденсатори, діод та транзистор є безпосередньо вбудованими у плату. Технічні характеристики вібраційного модуля [16] наведені у таблиці 2.3.

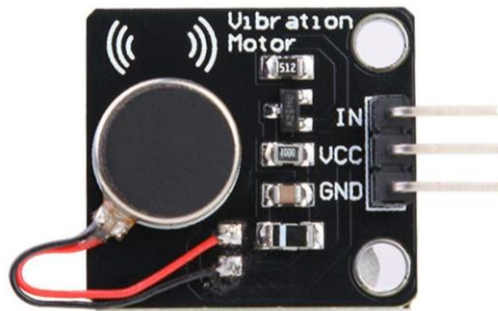


Рисунок 2.4 – Зовнішній вигляд вібраційного модуля [16]

Таблиця 2.3 – Технічні характеристики вібраційного модуля

Робоча напруга	3,0 – 5,3 В
Початковий струм (максимальний)	90 мА
Швидкість обертання мотора	9000 об/хв
Ізоляційний опір	10 МОм
Розміри модуля	20 мм × 22 мм × 1,6 мм

Для ввімкнення/вимкнення аналізу постави до мікроконтролера Arduino Nano V3.0 був підключений сенсорний ємнісний перемикач ТТР223-ВА6 (рис. 2.5). Він може працювати з фіксацією та без фіксації включення при дотику, або піднесенні руки на відстань до 5 мм. Це свідчить про його чутливість, та дозволяє розмістити за необхідності під корпусом приладу. Важливо зазначити, що у даній роботі необхідна фіксація включення, тому була встановлена перемичка на контакти В. Технічні характеристики сенсорного перемикача [17] наведені у таблиці 2.4.

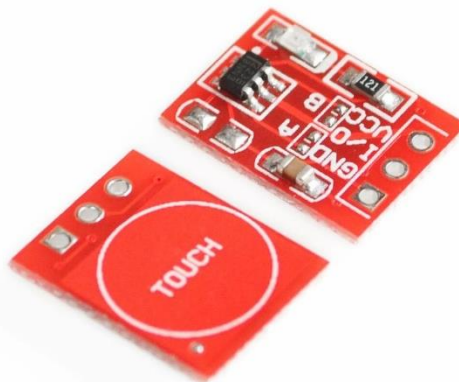


Рисунок 2.5 – Зовнішній вигляд сенсорного перемикача ТТР223-ВА6 [17]

Таблиця 2.4 – Технічні характеристики сенсорного ємнісного перемикача

Робоча напруга	2,0 – 5,5 В
Струм живлення	3 мкА
Час відгуку	не більше 220 мс
Час необхідний для калібрування	4 с
Розміри перемикача	10,5 мм × 14 мм × 1 мм



Модуль Bluetooth HC-06 (рис. 2.6) був обраний у якості модуля бездротового з'єднання, оскільки він має низьке споживання енергії, а також для його підключення не потрібні спеціальні бібліотеки. Дані з мікроконтролера через модуль Bluetooth HC-06 на комп'ютер чи мобільний пристрій передаються по протоколу UART. Технічні характеристики модуля Bluetooth HC-06 [18] наведені у таблиці 2.5.

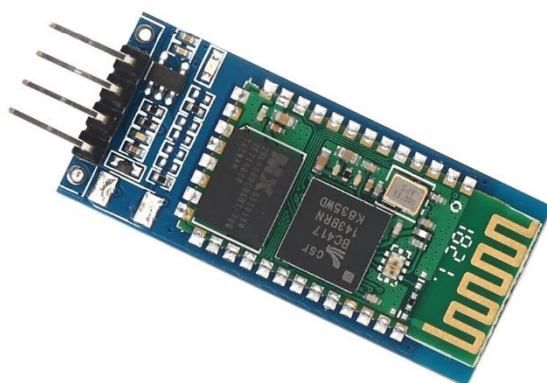


Рисунок 2.6 – Зовнішній вигляд модуля Bluetooth HC-06 [18]

Таблиця 2.5 – Технічні характеристики модуля Bluetooth HC-06

Виконаний на основі контролера	BC417
Протокол	Bluetooth V2.0 + EDR
Напруга живлення	3,6 – 6,0 В
Струм живлення	30 – 40 мА
Чутливість приймача	– 80 dBm
Робоча частота	2,4 ГГц
Вбудована пам'ять	1 Мб
Можливі швидкості передачі даних	1200, 2400, 4800, 9600, 19200, 38400, 57600, 115200, 230400 біт/с
Радіус дії	до 10 м
Робочий діапазон температур	– 25 – + 75°C
Розміри	43 мм × 16 мм × 1,6 мм

Схема підключення компонентів прототипу приладу, виконана у програмному середовищі Fritzing, наведена на рисунку 2.7. З'єднання модуля GY-521 з мікроконтролером Arduino Nano V3.0 ATmega328P відбувається між наступними виводами: вивід VCC модуля з'єднується з виводом 5V мікроконтролера, вивід GND модуля – з виводом GND мікроконтролера, вивід зв'язку SCL модуля – з аналоговим виводом A5 мікроконтролера, вивід зв'язку SDA модуля – з аналоговим виводом A4 мікроконтролера. Це забезпечує передавання інформації між даними компонентами за допомогою I2C протоколу. З'єднання вібраційного мотора з мікроконтролером Arduino Nano V3.0



АТmega328Р відбувається між такими виводами: вивід VCC модуля з'єднується з виводом 5V мікроконтролера, вивід GND модуля – з виводом GND мікроконтролера, вивід IN модуля – з цифровим виводом D4 мікроконтролера. Сенсорний перемикач з'єднується з мікроконтролером Arduino Nano V3.0 АТmega328Р наступним чином: вивід VCC перемикача з'єднується з виводом 3,3V мікроконтролера, вивід GND перемикача – виводом GND мікроконтролера, вивід I/O перемикача – з цифровим виводом D5 мікроконтролера. Реалізація взаємодії модуля Bluetooth HC-06 з мікроконтролером Arduino Nano V3.0 АТmega328Р згідно протоколу UART відбувається між такими виводами: вивід VCC модуля з'єднується з виводом 5V мікроконтролера, вивід GND модуля – з виводом GND мікроконтролера, вивід прийому даних RX модуля – з виводом передачі даних TX мікроконтролера, вивід передачі даних TX модуля – з виводом прийому даних RX мікроконтролера. Важливо зазначити, що на рисунку 2.7 виводи GND відокремлені.

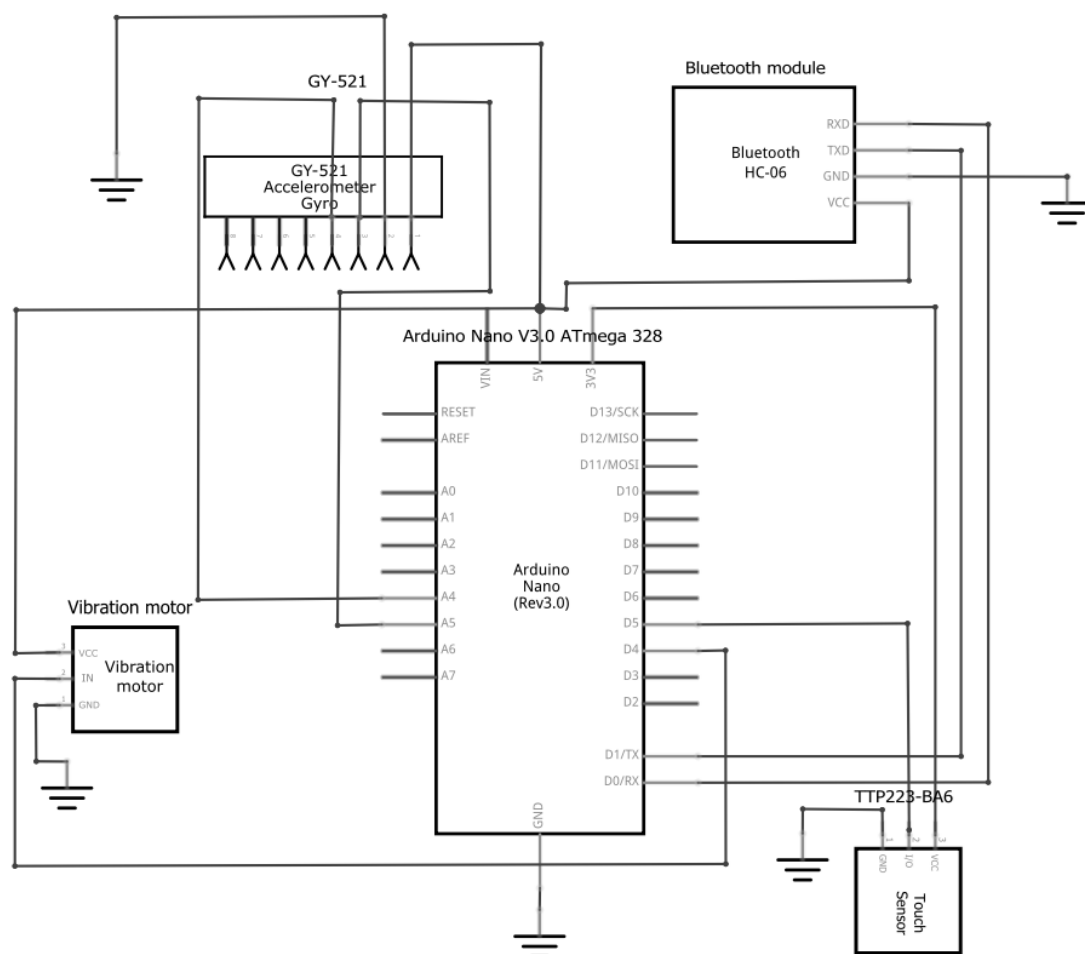


Рисунок 2.7 – Принципова електрична схема прототипу приладу

## 2.3 Калібрування модуля положення

Виконання калібрування обумовлено необхідністю отримання точних вихідних даних модуля положення для їх подальшої математичної обробки.

Відношення між нормалізованими значеннями акселерометра  $Ax_1$ ,  $Ay_1$ ,  $Az_1$  та даними, що безпосередньо зчитуються з модуля –  $Ax$ ,  $Ay$ ,  $Az$  можна записати наступним чином:

$$\begin{pmatrix} Ax_1 \\ Ay_1 \\ Az_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} Acc_{11} & Acc_{12} & Acc_{13} \\ Acc_{21} & Acc_{22} & Acc_{23} \\ Acc_{31} & Acc_{32} & Acc_{33} \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} Ax \\ Ay \\ Az \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} Acc_{10} \\ Acc_{20} \\ Acc_{30} \end{pmatrix}, \quad (2.1)$$

де  $Acc_{11} - Acc_{33}$  – параметри матриці калібрування, а  $Acc_{10}$ ,  $Acc_{20}$ ,  $Acc_{30}$  – параметри матриці зміщення.

Калібрування акселерометра виконувалося у шести стаціонарних позиціях [19] (рис. 2.8) для яких зазначені нормалізовані значення вектора гравітації у таблиці 2.6.

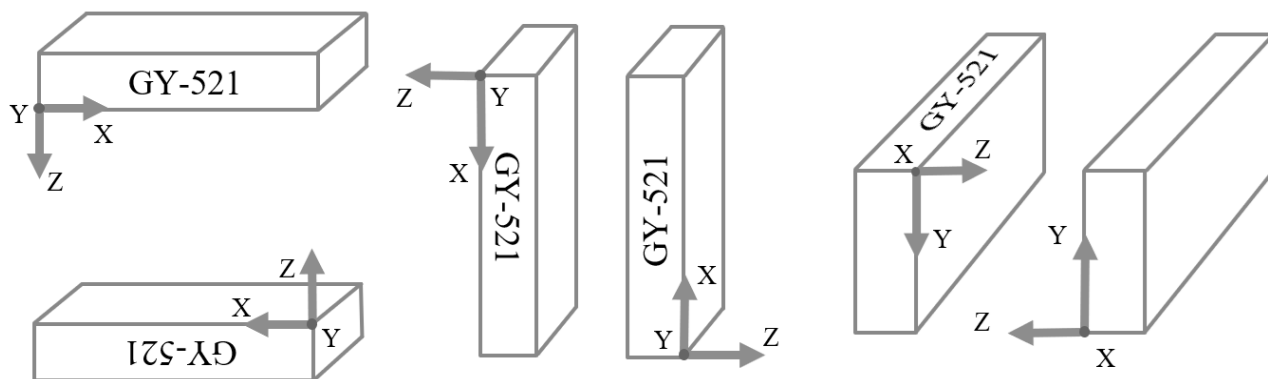


Рисунок 2.8 – Позиції для калібрування акселерометра модуля GY-521

Таблиця 2.6 – Нормалізовані значення вектора гравітації

Стаціонарні позиції	Значення акселерометра		
	$Ax_1$	$Ay_1$	$Az_1$
вісь Z донизу	0	0	+1g
вісь Z вгору	0	0	-1g
вісь X донизу	+1g	0	0
вісь X донизу	-1g	0	0
вісь Y донизу	0	+1g	0
вісь Y вгору	0	-1g	0

Після отримання запису 400 даних акселерометра (додаток А.1) для усіх позицій їх обробка у програмному середовищі MATLAB (додаток А.2) здійснювалася наступним чином:

- були знайдені середні значення по кожній осі для шести позицій;
- на основі середніх значень було сформовано вектори-стовпці з чотирьох елементів, одним з них є одиниця, що вказує на довжину нормалізованого вектора;
- на основі нормалізованих значень вектора гравітації було сформовано вектори-стовпці з трьох елементів;
- матриці показників та нормалізованих значень для різних позицій були об'єднані між собою;

Розрахунок невідомих параметрів матриці калібрування та матриці зміщення був виконаний за методом найменших квадратів згідно формули 2.2:

$$\begin{pmatrix} Acc_{11} & Acc_{21} & Acc_{31} \\ Acc_{12} & Acc_{22} & Acc_{32} \\ Acc_{13} & Acc_{23} & Acc_{33} \\ Acc_{10} & Acc_{20} & Acc_{30} \end{pmatrix} = (P^T \times P)^{-1} \times P^T \times Y, \quad (2.2)$$

де  $P$  – об'єднана матриця показників акселерометра,  $P^T$  – транспонована матриця  $P$ , число  $-1$  вказує на обернену матрицю,  $Y$  – об'єднана матриця нормалізованих значень вектора гравітації для шести стаціонарних позицій.

При калібруванні гіроскопа було дотримано наступного алгоритму [20].  
При виконанні нерівності 3 справедливою рівність 4:

$$\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=N}^k (y_{g(k)} - \frac{1}{N} \sum_{k=N}^k y_{g(k)})^2} \leq \sigma, \quad (2.3)$$

$$b_g = \frac{1}{N} \sum_{k=N}^k y_{g(k)}, \quad (2.4)$$

де  $y_{g(k)}$  – вектор, що містить дані гіроскопа для певного відліку  $k$ ,  $\sigma$  – вектор, розрахований як середнє квадратичне відхилення показників гіроскопа, коли він певний час знаходився у статичному положенні,  $b_g$  – вектор зміщення показників гіроскопа,  $N$  – кількість аналізованих вимірювань гіроскопа.

Відповідно до цього було отримано 400 показників значень гіроскопа (додаток А.1) у статичному положенні та розраховано у програмному середовищі MATLAB їх середнє значення, що вказує на зміщення (додаток А.2).

На рисунку 2.9 наведені дані акселерометра відносно трьох осей, які визначалися модулем GY-521 у горизонтальному статичному положенні до та після калібрування. На рисунку 2.10 відповідно наведені дані гіроскопа відносно трьох осей. Синім кольором на рисунках позначені дані відносно осі  $x$ , зеленим кольором – дані відносно осі  $y$ , рожевим – дані відносно осі  $z$ . Штриховою лінією наведені дані до калібрування, суцільною лінією після калібрування. З рисунків помітно, що після калібрування зміщення показників акселерометра згідно осей  $x$  та  $y$  відносно нульового значення та згідно осі  $z$  відносно значення одиниці зменшилися. Зміщення показників гіроскопа відносно нульового значення теж зменшилися. Важливо зазначити, що на рисунку 2.10 помітний дрейф показників гіроскопа у статичному положенні.

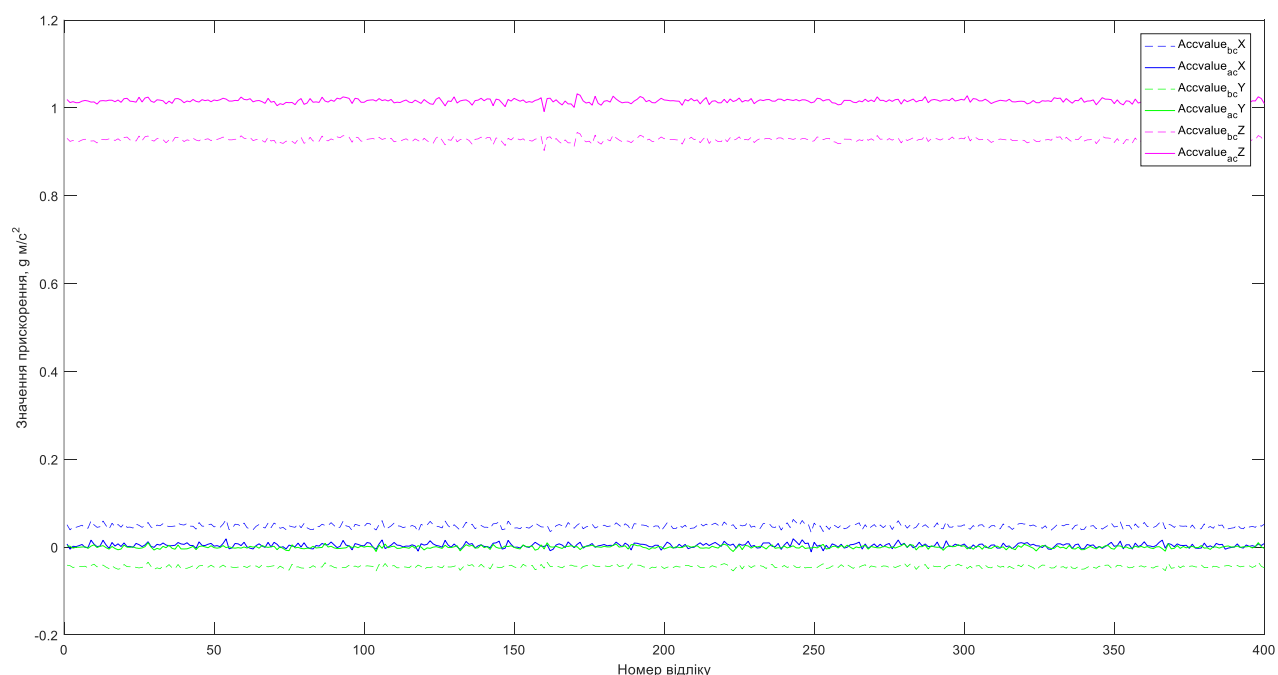


Рисунок 2.9 – Показники акселерометра до та після калібрування

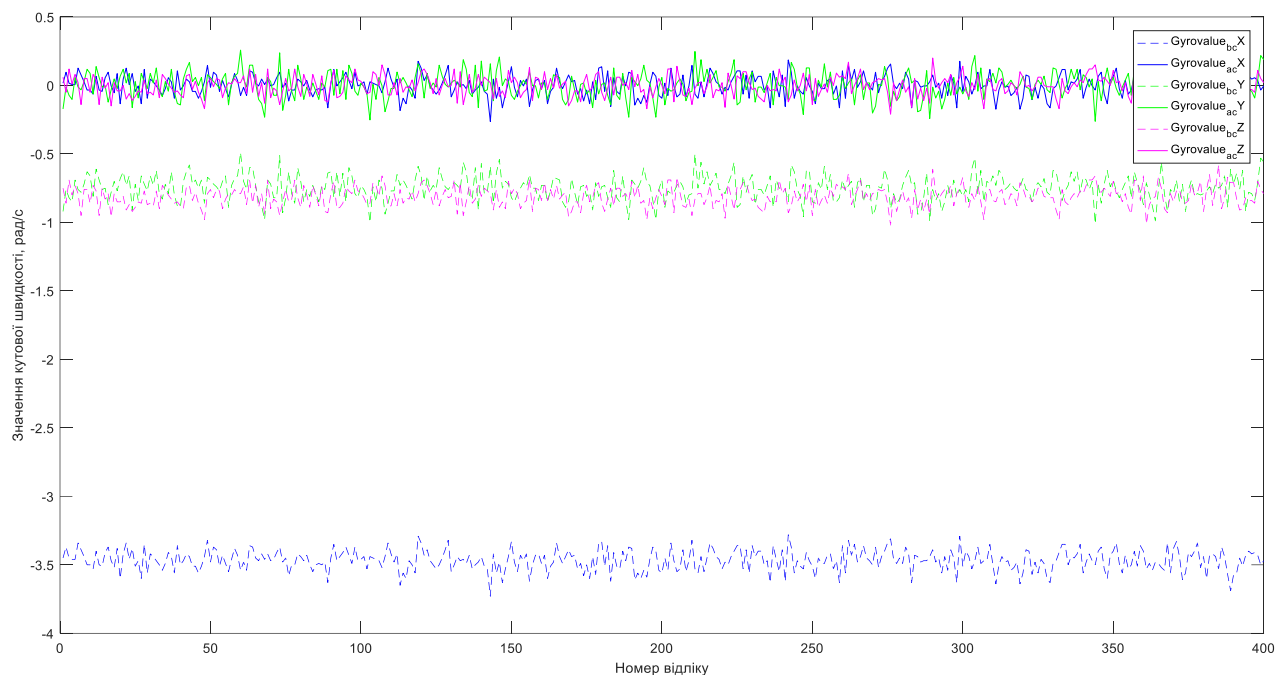


Рисунок 2.10 – Показники гіроскопа до та після калібрування

## 2.4 Обробка даних модуля положення

Акселерометр вимірює різницю між лінійним прискоренням у системі відліку акселерометра та значенням прискорення гравітаційного поля Землі  $g$ . У даній роботі додержується умова, що значення на виході акселерометра є від'ємним, що відповідає значенню  $+1\text{ g}$  по кожній осі, співнапрямлений з полем тяжіння Землі [21]. Згідно цього трьохосьовий акселерометр, який розташований у гравітаційному полі Землі й зазнає лінійного прискорення  $a_p$  буде мати вихідний сигнал  $G_p$  [22]:

$$G_p = \begin{pmatrix} G_{px} \\ G_{py} \\ G_{pz} \end{pmatrix} = R \times (g - a_p) \quad (2.5)$$

де  $G_{px}$ ,  $G_{py}$ ,  $G_{pz}$  – вихідні дані акселерометра відносно осей  $x$ ,  $y$ ,  $z$  відповідно,  $R$  – матриця обертання.

Для знаходження матриці обертання  $R$  допускається, що акселерометр не

має лінійного прискорення, тобто знаходиться у статичному положенні. Враховуючи дане припущення у випадку, коли гравітаційне поле Землі направлене вздовж осі  $z$  вихідний сигнал акселерометра  $G_p$  буде дорівнювати:

$$G_p = \begin{pmatrix} G_{px} \\ G_{py} \\ G_{pz} \end{pmatrix} = R \times g = R \times \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (2.6)$$

Орієнтація акселерометра може бути визначена при обертанні його системи координат навколо осі  $x$ ,  $y$  та  $z$ . Матриці обертання  $R_x$ ,  $R_y$ ,  $R_z$ , які характеризують перетворення вектора гравітаційного прискорення  $g$  при повороті системи координат акселерометра на кут  $\varphi$  навколо осі  $x$ , на кут  $\theta$  навколо осі  $y$  та на кут  $\psi$  навколо осі  $z$ , можуть бути виражені відповідно до формул 2.7 – 2.9 [22]:

$$R_x(\varphi) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\varphi & \sin\varphi \\ 0 & -\sin\varphi & \cos\varphi \end{pmatrix} \quad (2.7)$$

$$R_y(\theta) = \begin{pmatrix} \cos\theta & 0 & -\sin\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin\theta & 0 & \cos\theta \end{pmatrix} \quad (2.8)$$

$$R_z(\psi) = \begin{pmatrix} \cos\psi & \sin\psi & 0 \\ -\sin\psi & \cos\psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.9)$$

Важливо зазначити, що отримані вирази для матриць  $R_x$ ,  $R_y$ ,  $R_z$  відповідають обертанню за годинниковою стрілкою. Для визначення кутів обертання обрано послідовність  $xuz$ , оскільки при даному порядку обертання нормалізований вихідний сигнал акселерометра  $G_p$  буде залежати лише від кутів  $\varphi$  та  $\theta$  відповідно до формули 2.10. Це важливо, тому що акселерометри не чутливі до обертання навколо вектора гравітаційного прискорення й кут  $\psi$ , який характеризує обертання навколо осі  $z$ , не може бути знайдений.

$$\begin{aligned}
\frac{G_p}{\|G_p\|} &= \begin{pmatrix} \frac{G_{px}}{\|G_p\|} \\ \frac{G_{py}}{\|G_p\|} \\ \frac{G_{pz}}{\|G_p\|} \end{pmatrix} = R_{xyz} \times g = R_{xyz} \times \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} = R_x(\varphi)R_y(\theta)R_z(\psi) \times \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} = \\
&= \begin{pmatrix} \cos\theta\cos\psi & \cos\theta\sin\psi & -\sin\theta \\ \cos\psi\sin\varphi\sin\theta - \cos\varphi\sin\psi & \sin\varphi\sin\theta\sin\psi + \cos\varphi\cos\psi & \cos\theta\sin\varphi \\ \cos\varphi\sin\theta\cos\psi + \sin\varphi\sin\psi & \cos\varphi\sin\theta\sin\psi - \sin\varphi\cos\psi & \cos\theta\cos\varphi \end{pmatrix} \times \\
&\times \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -\sin\theta \\ \cos\theta\sin\varphi \\ \cos\theta\cos\varphi \end{pmatrix} \quad (2.10)
\end{aligned}$$

де  $\|G_p\|$  – норма вектора прискорення, вимірюного акселерометром,  $R_{xyz}$  – матриця, яка характеризує перетворення вектора гравітаційного прискорення  $g$  при послідовному повороті системи координат акселерометра на кут  $\varphi$  навколо осі  $x$ , на кут  $\theta$  навколо осі  $y$  та на кут  $\psi$  навколо осі  $z$ .

На основі формули 2.10 кути обертання  $\varphi$  та  $\theta$  можуть бути знайдені відповідно до формул 2.11 – 2.12 [22]:

$$\varphi_{xyz} = \arctan\left(\frac{G_{py}}{G_{pz}}\right), \quad (2.11)$$

$$\theta_{xyz} = \arctan\left(\frac{-G_{px}}{G_{py}\sin\varphi + G_{pz}\cos\varphi}\right) = \arctan\frac{-G_{px}}{\sqrt{G_{py}^2 + G_{pz}^2}}, \quad (2.12)$$

Ускладненням для застосування даних формул є те, що вони мають нескінченну кількість розв'язків для кутів кратних  $360^\circ$ . Тому необхідно обмежити діапазон значень кутів від  $-180^\circ$  до  $+180^\circ$ :

$$\begin{pmatrix} -\sin(\pi - \theta) \\ \cos(\pi - \theta)\sin(\varphi + \pi) \\ \cos(\pi - \theta)\cos(\varphi + \pi) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -\sin\theta \\ \cos\theta\sin\varphi \\ \cos\theta\cos\varphi \end{pmatrix}, \quad (2.13)$$

Вираз 2.13, отриманий при обертанні на кут  $\pi - \varphi$  навколо осі  $x$ , на кут  $\pi - \theta$  навколо осі  $y$  після застосування тригонометричних перетворень, рівний виразу при обертанні на кут  $\varphi$  навколо осі  $x$ , на кут  $\theta$  навколо осі  $y$ . Вирішенням є додаткове обмеження кута  $\theta$  в діапазоні від  $-90^\circ$  до  $+90^\circ$ . Для цього при написанні програмного коду може використовуватися математична функція  $\text{atan2}$  [23].

Іншим ускладненням є те, що формула 2.11 для знаходження кута  $\varphi$  має область, в якій розрахунок стає нестабільним. Зворотня тангенціальна функція визначена для усіх значень  $G_{py}$  та  $G_{pz}$  окрім нуля. Ця умова виникає, коли вісь  $x$  акселерометра направлена вертикально вниз або вгору. У даному положенні відбувається обертання навколо вектора гравітаційного поля, який не може бути визначений акселерометром.

Формула 2.12 завжди визначена і стабілізується, коли акселерометр знаходиться у гравітаційному полі Землі. Застосування умови 2.14 вказує на те, що неможливо одночасно обнулити чисельник та знаменник формули 2.12.

$$G_{px}^2 + G_{py}^2 + G_{pz}^2 = 1g, \quad (2.14)$$

Тому одним зі способів знаходження кута  $\varphi$  є використання формули 2.12 для визначення кута  $\theta$  та її модифікація шляхом множення показника акселерометра відносно осі  $x$  на коефіцієнт  $\eta$ , для уникнення випадку рівності знаменника нулю [22]:

$$\varphi_{xyz} = \arctan \frac{G_{py}}{\text{sign}(G_{pz}) \sqrt{G_{pz}^2 + \eta G_{px}^2}}, \quad (2.15)$$

де  $\text{sign}(G_{pz})$  – функція, яка дорівнює  $+1$  у випадку додатнього значення  $G_{pz}$  та  $-1$  у випадку від’ємного значення  $G_{pz}$ ,  $\eta$  – коефіцієнт, який корегує похибку вимірювання кута  $\varphi$  при наближенні значення до  $90^\circ$ .

					БМ61.12.2505.1191	Лист
						32
Ізм.	Лист	№ дм.	Підпис	Дата		



Формула 2.15 є наближеною, однак:

- використання функції  $\text{sign}$  дозволяє враховувати знак біля параметра  $G_{pz}$ ;
- при відсутності повороту навколо осі  $y$  ( $\theta = 0$ ) значення  $G_{px}$  дорівнює нулю і вираз 2.15 стає рівний виразу 2.11, що дозволяє отримати правильне значення кута  $\varphi$ ;
- при відсутності повороту навколо осі  $x$  ( $\varphi = 0$ ) значення  $G_{py}$  дорівнює нулю, згідно формули 2.15 це відповідає нульовому значенню кута  $\varphi$  для усіх значень кута  $\theta$ , а отже є правильним.

Похибка у визначенні кута  $\varphi$  зростає при наближенні значення до  $90^\circ$ , однак зі зменшенням коефіцієнта  $\eta$  вплив похибки на значення, які віддаляються від  $90^\circ$  зменшуються [22]. При написанні програмного коду було обране значення  $\eta$  рівне 0,001, що забезпечує достатню точність розрахунків.

Кути обертання відносно осей  $x$ ,  $y$  можуть бути знайдені інтегруванням значень кутової швидкості гіроскопа, які безпосередньо зчитуються з аналогово-цифрового перетворювача. Але дані гіроскопа характеризуються дрейфом (рис. 2.11, а), який під час інтегрування зумовлює накопичення помилок при розрахунку кутів обертання (рис. 2. 11, б).

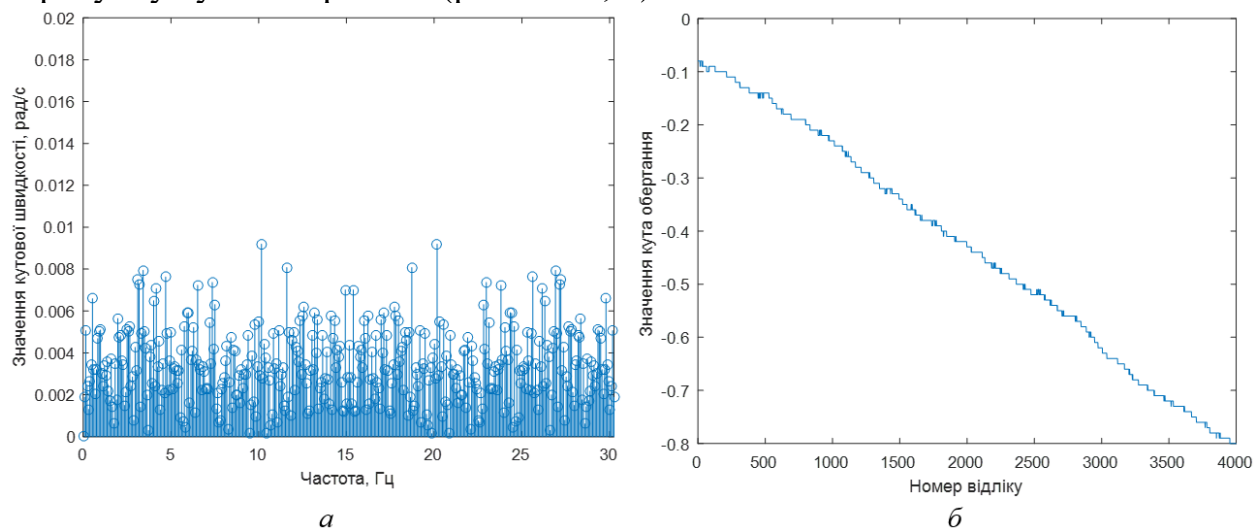


Рисунок 2.11 – Дрейф кутової швидкості та зміни кута обертання у статиці

Тому для отримання стабільних значень кутів обертання на основі даних гіроскопа був спроектований цифровий рекурсивний фільтр першого порядку. Відомо, що передавальна функція фільтра нижніх частот (ФНЧ) першого порядку в  $s$ -області дорівнює:

$$W(s) = \frac{1}{1 + Ts}, \quad (2.16)$$

де  $T$  – стала часу, величина зворотня до частоти зрізу,  $s$  – оператор Лапласа.

Для переходу до цифрового вигляду було виконано білінійне  $z$ -перетворення відповідно до виразу 2.17 [24]:

$$\begin{aligned} H(z) &= \frac{1}{1 + \frac{2T}{\Delta t} \left( \frac{1 - z^{-1}}{1 + z^{-1}} \right)} = \frac{1}{\frac{\Delta t + \Delta t z^{-1} + 2T - 2T z^{-1}}{\Delta t + \Delta t z^{-1}}} = \frac{\Delta t + \Delta t z^{-1}}{\Delta t + 2T + (\Delta t - 2T) z^{-1}} = \\ &= \frac{\frac{\Delta t}{\Delta t + 2T} + \frac{\Delta t}{\Delta t + 2T} z^{-1}}{1 + \left( \frac{\Delta t - 2T}{\Delta t + 2T} \right) z^{-1}}, \end{aligned} \quad (2.17)$$

де  $H(z)$  – передавальна функція у  $z$ -області,  $\Delta t$  – період дискретизації,  $z$  – оператор білінійного перетворення.

Для зручності позначимо відношення виразу  $(\Delta t - 2T)$  до виразу  $(\Delta t + 2T)$  як  $(k - 1)$ . Відповідно до цього вираз 2.17 перепишемо наступним чином:

$$H(z) = \frac{\frac{k}{2} + \frac{k}{2} z^{-1}}{1 + (k-1) z^{-1}}, \quad (2.18)$$

$H(z)$  відображає відношення  $z$ -перетворення сигналу на виході  $Y(z)$  до  $z$ -перетворення сигналу на вході  $X(z)$ , тому вираз 2.18 можемо записати у вигляді різницевого рівняння [25]:

$$Y[z] = -(k - 1)Y[z - 1] + \frac{k}{2}X[z] + \frac{k}{2}X[z - 1], \quad (2.19)$$

Оскільки обертання датчика гіроскопа відбувається протягом коротких проміжків припускаємо, що значення швидкості є сталим для кожного періоду,

					БМ61.12.2505.1191	Лист
						34
Изм.	Лист	№ дм.	Підпис	Дата		

й обертання відбувається з положення спокою. Це справджується, оскільки значення швидкості обертання датчика не залежать від попередніх показників. Відповідно до цього значення  $X[z - 1]$  завжди дорівнюють нулю.

Розрахунок коефіцієнтів фільтра виконувався у програмному середовищі MATLAB. Рекурсивний фільтр з частотою зрізу 0,001 Гц (рис. 2.12) дозволяє значно нівелювати дрейф (рис. 2.13) й таким чином забезпечує можливість оцінювати значення кутової швидкості, які не відповідають йому. Інтегрування даних показників виконується методом прямокутників. Важливо зазначити, що мінімальне значення кута, яке зчитується програмою становить  $0,000649^\circ$ .

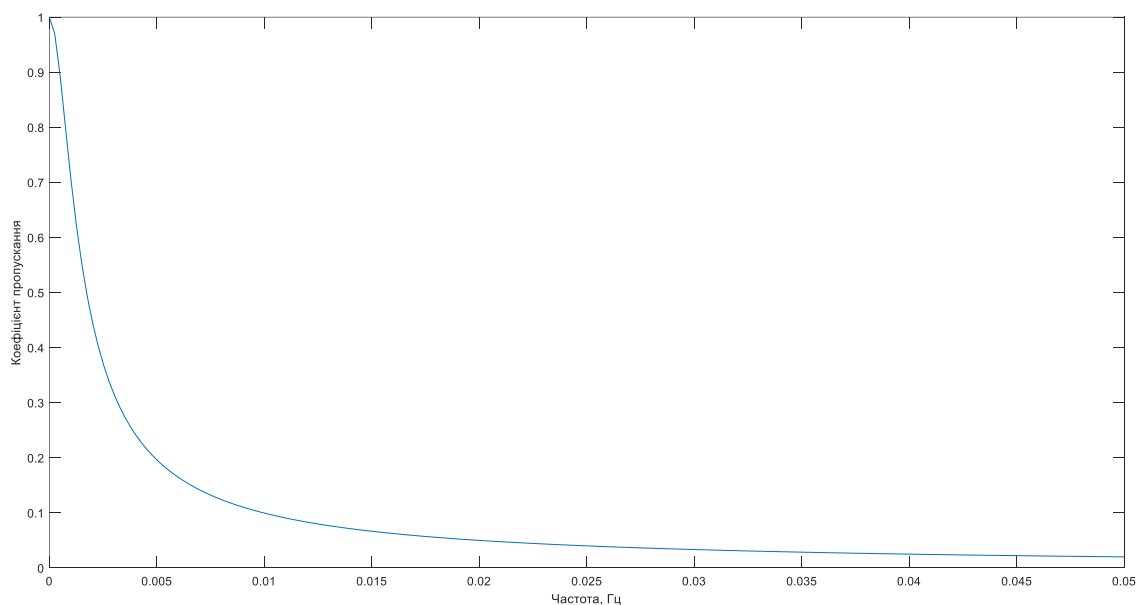


Рисунок 2.12 – Амплітудно-частотна характеристика цифрового ФНЧ

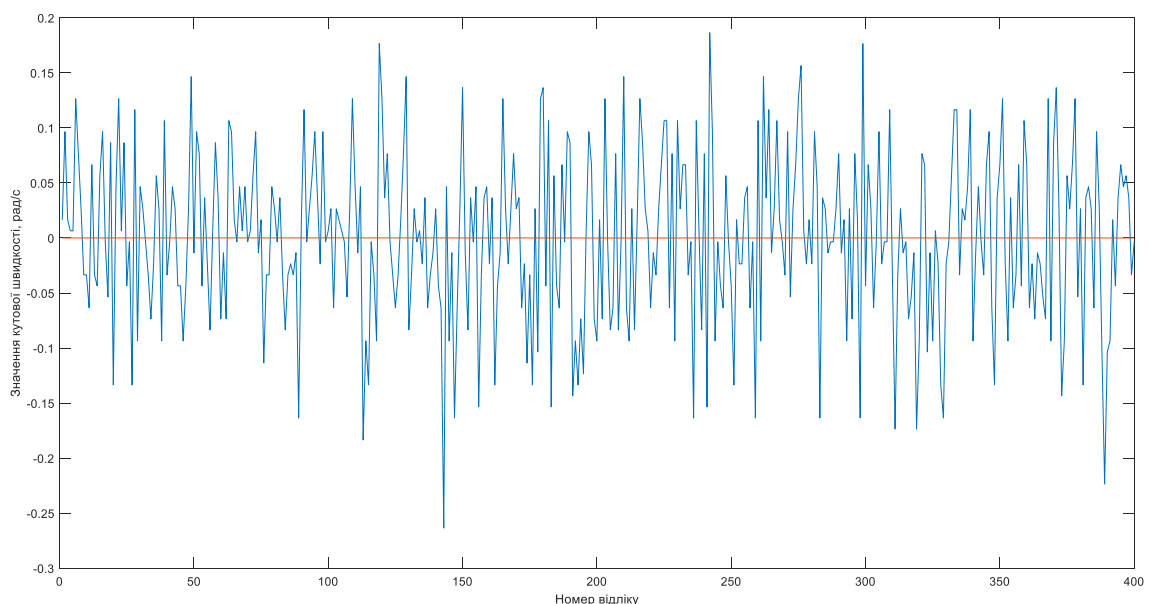


Рисунок 2.13 – Дрейф кутової швидкості до та після фільтрації

Показники гіроскопа є достатньо точними на коротких проміжках часу, але нестабільні у часі. Показники акселерометра є точними для статичних положень, але лінійне прискорення під час руху вносить похибку у розрахунок кутів. Тому важливим є поєднання розрахунків кутів акселерометра та гіроскопа на основі комплементарного фільтра. Структурна схема фільтра наведена на рисунку 2.14. Фільтр верхніх (ФВЧ) та нижніх частот мають однакову частоту зрізу. Фільтр нижніх частот, який використовується для оцінки кутів розрахованих на основі даних акселерометра, зберігає лише повільні зміни показників, а фільтр верхніх частот, який використовується для оцінки кутів розрахованих на основі даних гіроскопа, враховує лише швидкі зміни й видаляє повільний дрейф показників [26, 27].

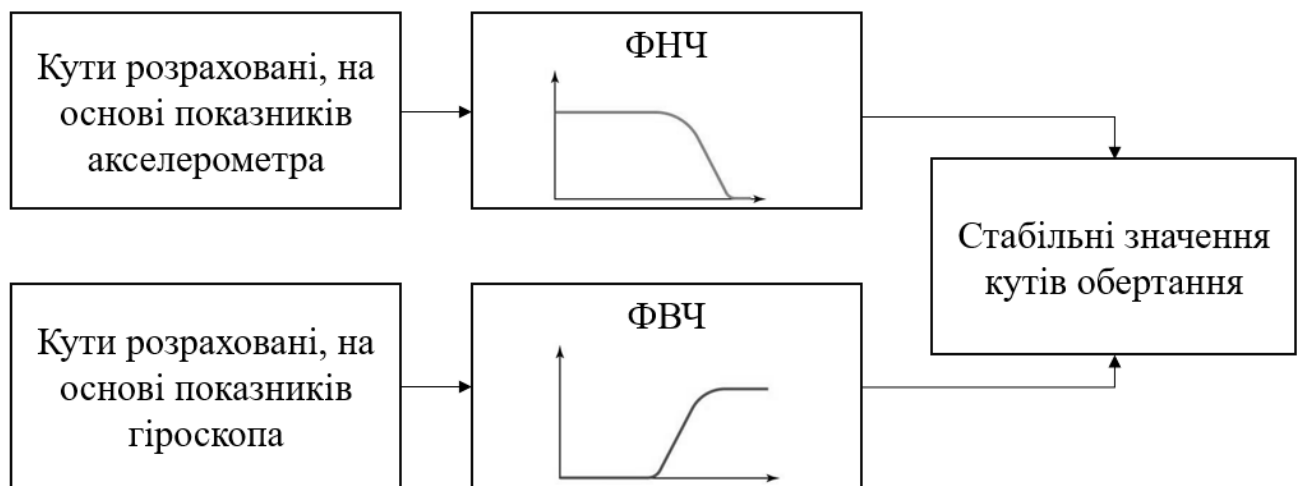


Рисунок 2.14 – Структурна схема комплементарного фільтра

Оскільки розрахунок виразу для цифрового фільтра нижніх частот був наведений вище, перейдемо до розрахунку виразу для цифрового фільтра високих частот. Відомо, що передавальна функція фільтра високих частот першого порядку в  $s$ -області дорівнює:

$$W(s) = \frac{T_s}{1 + T_s s}, \quad (2.20)$$

Для переходу до цифрового вигляду виконується білінійне  $z$ -перетворення відповідно до виразу 2.21:

$$\begin{aligned}
 H(z) &= \frac{\frac{2T}{\Delta t} \left( \frac{1 - z^{-1}}{1 + z^{-1}} \right)}{1 + \frac{2T}{\Delta t} \left( \frac{1 - z^{-1}}{1 + z^{-1}} \right)} = \frac{\frac{2T - 2Tz^{-1}}{\Delta t + \Delta tz^{-1}}}{\frac{\Delta t + \Delta tz^{-1} + 2T - 2Tz^{-1}}{\Delta t + \Delta tz^{-1}}} = \frac{2T - 2Tz^{-1}}{\Delta t + 2T + (\Delta t - 2T)z^{-1}} = \\
 &= \frac{\frac{2T}{\Delta t + 2T} + \frac{2T}{\Delta t + 2T} z^{-1}}{1 + \left( \frac{\Delta t - 2T}{\Delta t + 2T} \right) z^{-1}}, \quad (2.21)
 \end{aligned}$$

Оскільки відношення виразу  $(\Delta t - 2T)$  до виразу  $(\Delta t + 2T)$  позначено як  $(k - 1)$ , вираз 2.21 запишено наступним чином:

$$H(z) = \frac{\left(1 - \frac{k}{2}\right) + \left(1 - \frac{k}{2}\right) z^{-1}}{1 + (k - 1) z^{-1}}, \quad (2.22)$$

Відповідно до формули 2.22 різницеве рівняння матиме вигляд:

$$Y[z] = -(k - 1)Y[z - 1] + \left(1 - \frac{k}{2}\right)X[z] + \left(1 - \frac{k}{2}\right)X[z - 1], \quad (2.23)$$

Оскільки метою застосування комплементарного фільтра є саме поєднання розрахунків кутів, отриманих на основі акселерометра та гіроскопа, й ці значення не залежать від попередніх показників (істинних й відфільтрованих) загальний вираз для отримання стабільних значень кутів матиме вигляд:

$$angle = \left(1 - \frac{k}{2}\right) angle_{gyro} + \frac{k}{2} angle_{acc}, \quad (2.24)$$

де  $angle$  – стабільне значення кута,  $angle_{gyro}$  – значення кута, розраховане на основі показників гіроскопа,  $angle_{acc}$  – значення кута, розраховане на основі показників акселерометра.

Відповідно до [28] найбільш оптимальним значенням параметра  $k$  є число 0,06. Амплітудно-частотна характеристика (АЧХ) даного комплементарного фільтра наведена на рисунку 2.15.

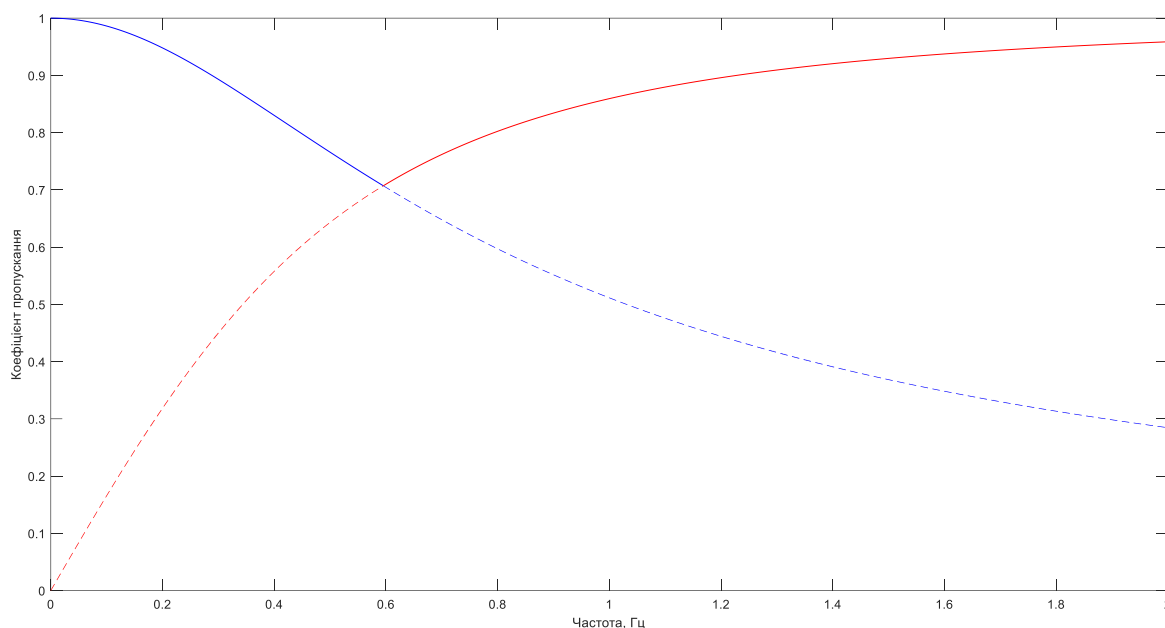


Рисунок 2.15 – АЧХ розрахованого комплементарного фільтра

## 2.5 Алгоритм забезпечення контролю постави

Контроль постави здійснюється на основі зміни кута  $\varphi$ , що свідчить про відхилення у сагітальній площині, згідно наступних етапів:

- при ввімкненні сенсорної кнопки у пам'ять мікроконтролера записується початкове значення кута  $\varphi$ , яке відповідає правильному положенню постави;
- при першому відхиленні постави на кут більший  $9^\circ$  фіксується час від моменту запуску аналізу;
- через 60 с перевіряється кут відхилення постави й у випадку перевищення показника норми фіксується час повторного відхилення, дана перевірка відбувається ще один раз повторно, що дозволяє не сповіщати людину у випадку, коли вона самостійно повернулася до правильного положення;
- у випадку порушення постави вчетверте вібросигнал та відповідне повідомлення сповіщає людину про необхідність випростатися, вібросигнал

триває до тих пір доки людина не повідомить про готовність зайняти правильне положення шляхом взаємодії через додаток Serial Bluetooth Terminal.

Існує можливість визначення нового правильного положення. Це зумовлено тим, що при ввімкненні аналізу постави людина могла прийняти положення, яке їй спершу буде дотримуватися важко. Таким чином це робить програмний продукт більш пристосованим до фізіологічних особливостей людини та надає їй можливість самостійно підлаштовувати режим, у якому відбуватиметься формування звички дотримання правильної постави, що безпосередньо є профілактикою розвитку постурального кіфозу.

## 2.6 Створення прототипу приладу

Розроблений прототип приладу для профілактики розвитку постурального кіфозу зображений на рисунку 2.16. Підключення компонентів було виконано згідно принципової схеми, наведеної на рисунку 2.7

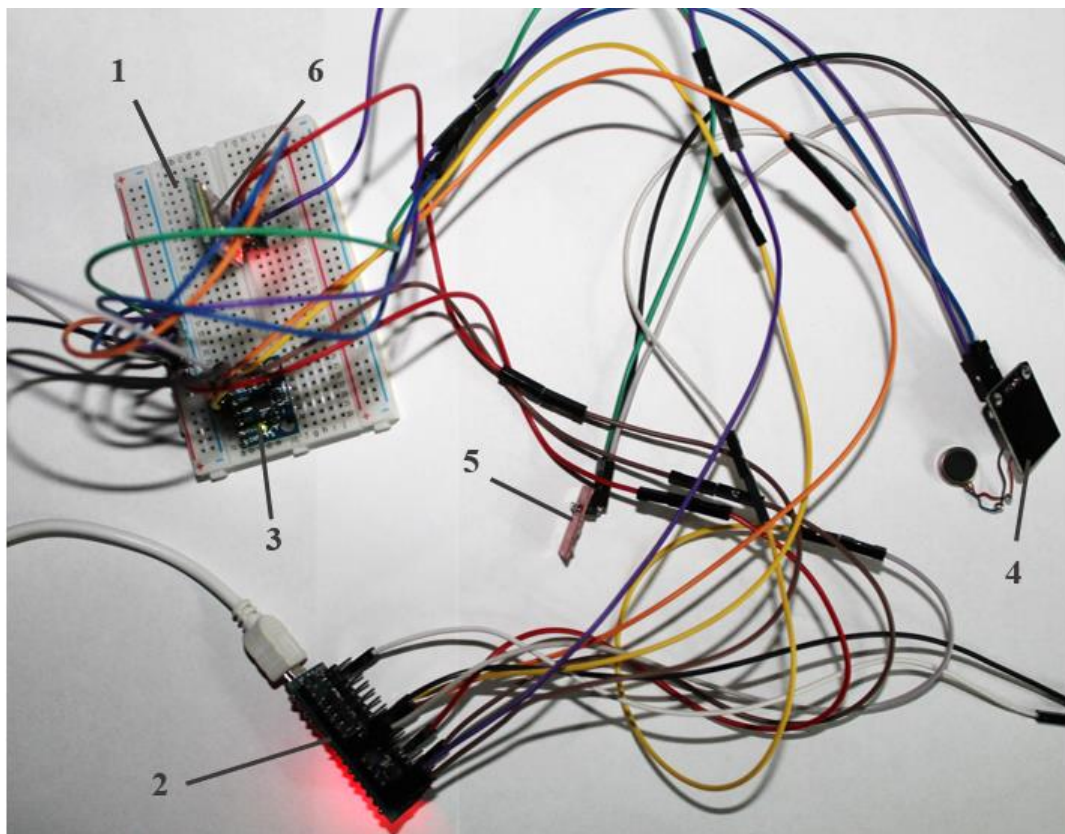


Рисунок 2.16 – Розроблений прототип приладу

Цифрою 1 позначено макетну плату, 2 – мікроконтролер Arduino Nano V3.0 ATmega328P, 3 – модуль GY-521, 4 – модуль вібромотора, 5 – сенсорний перемикач TTP223-BA6, 6 – модуль Bluetooth HC-06.

Приклад виконання алгоритму прототипом приладу для незмінного початкового положення наведений на рисунку 2.17. Важливо зазначити, що у даному прикладі час перевірки постави скорочений до 2 с.

```
COM8
Analis of posture starts
86.51
10696.00
12698.00
14700.00
don't slouch, please
Analis of posture starts
18304.00
23353.00
25353.00
don't slouch, please
Analis of posture starts
28867.00
```

Рисунок 2.17 – Виконання алгоритму контролю постави

Повідомлення «Analis of posture starts» вказує на початок циклічної обробки даних, які характеризують якість постави. Число 86,51 відповідає початковому куту нахилу, який є індикатором правильної постави. Число 10696 відповідає часу від моменту запуску моделі у мілісекундах, і вказує на те, що відбулося відхилення постави на кут більший  $9^\circ$  від положення норми. Оскільки через 2 с кут відхилення постави продовжував перевищувати показник норми був зафіксований час другого відхилення 12698. Повторна перевірка також вказувала на відхилення, тому був зафіксований третій показник 14700. При перевірці показника кута нахилу вчетверте, було визначено, що порушення постави наявне тривалий час й на екрані з'явилося повідомлення «don't slouch, please». У другій циклічній перевірці різниця між першим та другим зафіксованим часом (18304 та 23353) є більшою за 2000, і вказує на те, що на під час другого етапу перевірки людина самостійно повернулася до правильної постави. Число 23353 було зафіксоване у випадку повторного відхилення від показника норми.



## 2.7 Створення 3D моделі приладу

Розробка 3D моделі приладу для профілактики розвитку постурального кіфозу виконувалася у програмному середовищі Solidworks. На рисунку 2.18 зображені складові компоненти 3D моделі, які використовувалися при розробці прототипу.

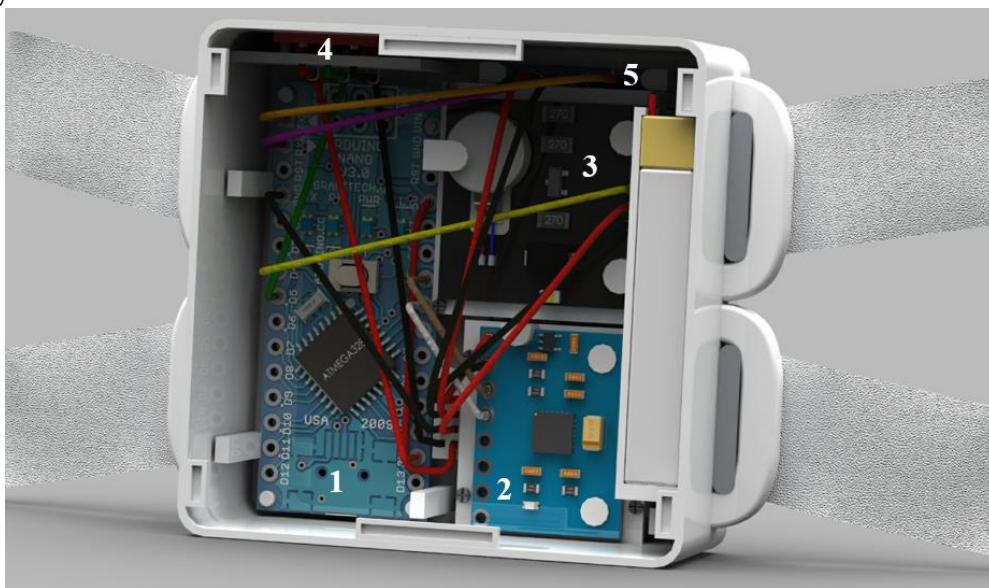


Рисунок 2.18 – Основні компоненти 3D моделі приладу

Цифрою 1 позначено мікроконтролер Arduino Nano, 2 – модуль GY-521, 3 – модуль вібромотора, 4 – сенсорний перемикач, 5 – модуль Bluetooth HC-06. Також модель була доповнена блоком живлення (рис. 2.19), який забезпечуватиме її портативність.

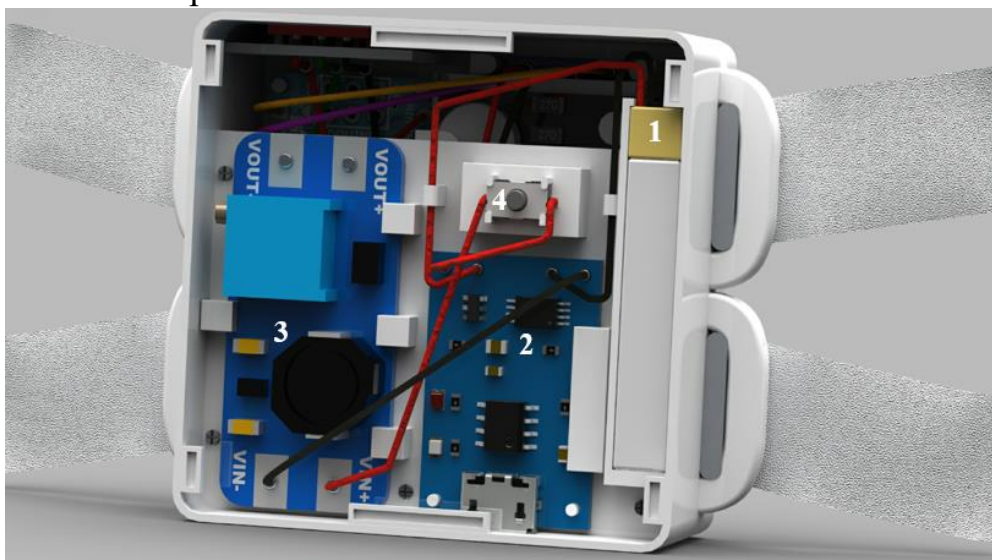


Рисунок 2.19 – Складові блока живлення приладу

Для реалізації блока живлення використовувався літій-полімерний акумулятор 1 з напругою 3,7 В та ємністю 500 мА/год, модуль заряду 2 з захистом (TP4056) та перетворювач напруги 3 (MT3608). Для ввімкнення та вимкнення приладу був встановлений перемикач 4. Важливо зазначити, що розмір створеної 3D моделі становить 50 мм × 50 мм × 23,6 мм.

## Висновки до розділу 2

У даному розділі проводилося моделювання приладу для профілактики розвитку постурального кіфозу. Для цього спершу було визначено основні функціональні блоки та виконано підбір елементів, які можуть виконувати поставлені завдання. Наступним етапом було ознайомлення з основними технічними характеристиками компонентів, їх виводами. Відповідно до цього було виконано підключення компонентів між собою, спершу для наочності у програмному середовищі Fritzing, а потім безпосередньо на макетній платі.

Перед програмуванням мікропроцесора Arduino Nano для визначення положення у просторі і в подальшому для контролю постави було проведено калібрування датчиків модуля GY-521, щоб з'ясувати величини зміщення відносно осей x, y, z, які безпосередньо впливають на точність обробки даних. Розрахунок величин виконувався у програмному середовищі MATLAB.

Наступним етапом був підбір математичного алгоритму згідно якого надалі проводився розрахунок кутів повороту моделі приладу. На основі них в подальшому визначалося положення моделі у просторі та створювався програмний продукт для контролю постави.

У програмному середовищі Solidworks була спроектована 3D модель приладу для профілактики розвитку постурального кіфозу. До елементів, що є складовими розробленого прототипу, були також додані компоненти, які забезпечуватимуть автономність живлення приладу.

					БМ61.12.2505.1191	Лист 42
Изм.	Лист	№ дм.	Підпис	Дата		

### РОЗДІЛ 3

## АВТОМАТИЗАЦІЯ РОЗРАХУНКУ ЩОДЕННОЇ АКТИВНОСТІ

### 3.1 Проектування та розробка програмного продукту

Згідно з оприлюдненим дослідженням Європейського відділення Всесвітньої організації охорони здоров'я 60% дорослих і 75% молоді страждають від гіподинамії – порушення функцій організму при обмеженій фізичній активності: погіршується кровопостачання серцевого м'яза, відбуваються склеротичні зміни в судинах, зменшується ємність легень, легенева вентиляція і інтенсивність газообміну. Також знижується м'язовий тонус, внаслідок чого виникають порушення функціонування опорно рухового апарату, зокрема порушення постави, збільшується ризик розвитку остеохондрозу [29]. Важливо контролювати та підвищувати рівень щоденної фізичної активності. Одним з найбільш доступних способів для цього є виконання оптимальної кількості кроків щодня. Для жінок у віці до 39 років цей показник становить 12000 кроків/день, від 40 до 49 років – 11000 кроків/день, від 50 до 59 років – 10000 кроків/день, після 60 років – 7000 або 8000 кроків/день. Для чоловіків до 18 років оптимальне значення – 13000 кроків/день, від 18 до 49 років – 12000 кроків/день, після 50 років – 11000 кроків/день [30]. Оскільки для підрахунку кількості кроків необхідні дані акселерометра, розроблений прилад для профілактики розвитку постурального кіфозу, який містить даний компонент, забезпечує цю можливість.

Розрахунок кількості кроків виконується згідно алгоритму, який програмно реалізований у середовищі MATLAB (додаток Б). Дані акселерометра це загальне прискорення, яке складається з гравітаційного прискорення та прискорення користувача. Гравітаційне прискорення виділяється за допомогою фільтра нижніх частот з частотою зрізу 0,07 Гц, оскільки є незмінним під час руху людини. Прискорення користувача відповідно складає різницю загального прискорення та гравітаційного прискорення.

Наступним кроком є розрахунок прискорення користувача в напрямку дії сили тяжіння за допомогою скалярного добутку прискорення користувача та гравітаційного

					БМ61.12.2505.1191	Лист
						43
Изм.	Лист	№ дм.	Підпис	Дата		

прискорення, що дозволяє усунути вплив положення акселерометра. Для видалення різких коливань прискорення використовується фільтр нижніх частот з частотою зрізу 3 Гц, оскільки максимальна частота зміни прискорення при ходьбі складає 5 Гц [31]. Для видалення повільних коливань прискорення, що викликані незначними коливаннями приладу використовується фільтр верхніх частот з частотою зрізу 1,99 Гц, оскільки найбільш повільні кроки відповідають частоті 1 Гц [31]. При підрахунку кроків використовується гістерезис, для уникнення подвійного підрахунку кроків у випадку нерівномірних піків та додатково встановлюється поріг для ігнорування коротких піків ( $1 \text{ м/с}^2$ ).

На основі реалізованого програмного коду був створений віртуальний прилад у середовищі NI LabVIEW (рис. 2.20, 2.21). Він забезпечує можливість графічного відображення результатів обробки даних з запису акселерометра, співвідношення часу спокою та активності, інформування щодо рівня фізичної активності.

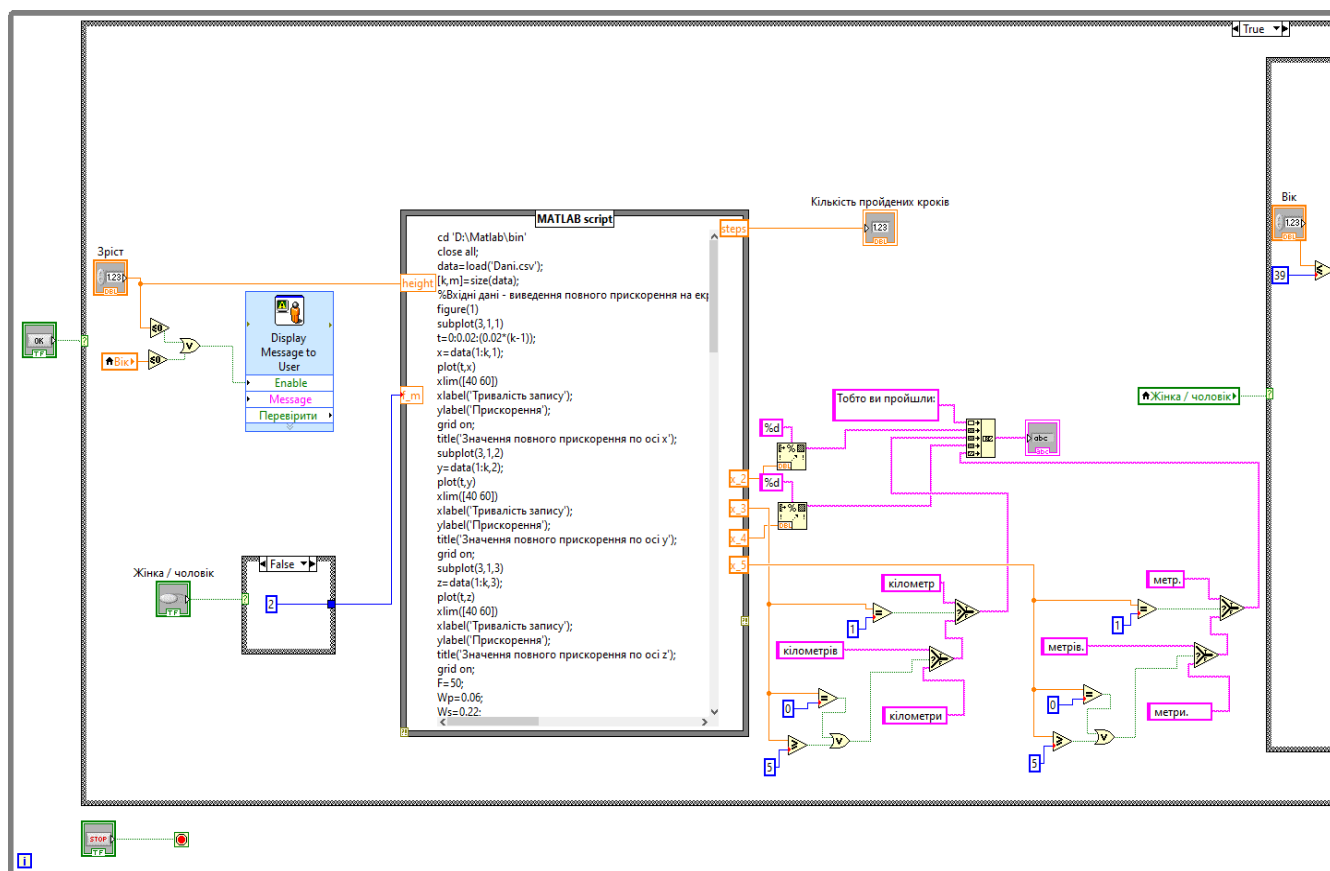


Рисунок 2.20 – Блок розрахунку кількості кроків та пройденої відстані

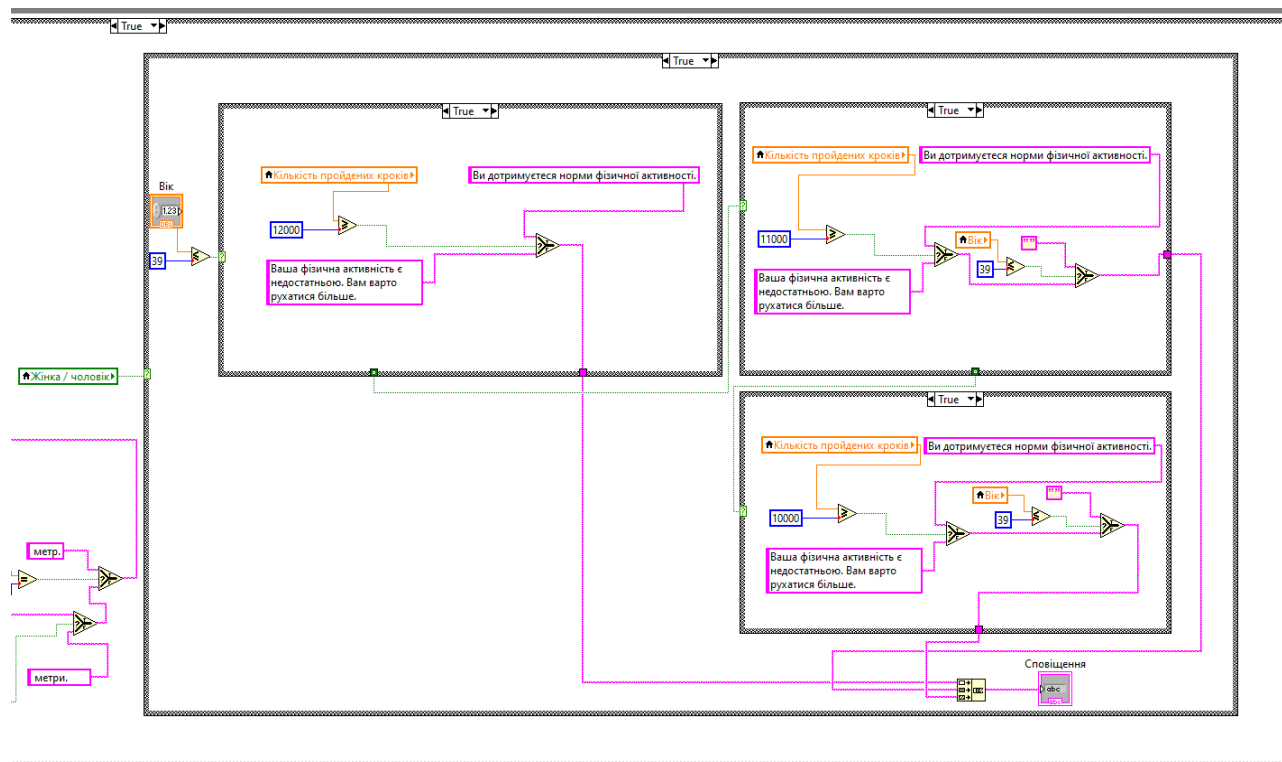


Рисунок 2.21 – Блок порівняння кількості кроків з оптимальними показниками

### 3.2 Тестування програмного продукту

Оскільки виготовлений прототип приладу для профілактики розвитку постурального кіфозу має бути підключений безпосередньо до комп'ютера, отримати істинні показники акселерометра під час ходьби складно. Тому для тестування програмного продукту використовувався запис показників акселерометра з додатку Accelerometer Analyzer на мобільному пристрої.

Файл запису, у якому чергуються періоди руху та спокою, тривалістю 12 хвилин був розміщений за шляхом D:\Matlab\bin, як зазначається у віртуальному приладі. Для подальшого коректного функціонування приладу були достовірно введені особисті дані щодо зросту, статі та віку, оскільки у випадку нульового або від'ємного значення зросту чи віку з'являється сповіщення про необхідність перевірити правильність введення даних. Приклад заповнення інтерфейсу наведений на рисунку 2.22.

Аналіз фізичної активності

Виконати

Зупинити виконання програми

Ваші фізичні дані:

Зріст

165

Жінка / чоловік

Вік

20

Кількість пройдених кроків

0

Сповіщення

Рисунок 2.22 – Заповнений інтерфейс користувача

Результат виконання аналізу фізичної активності відображає рисунок 2.22.

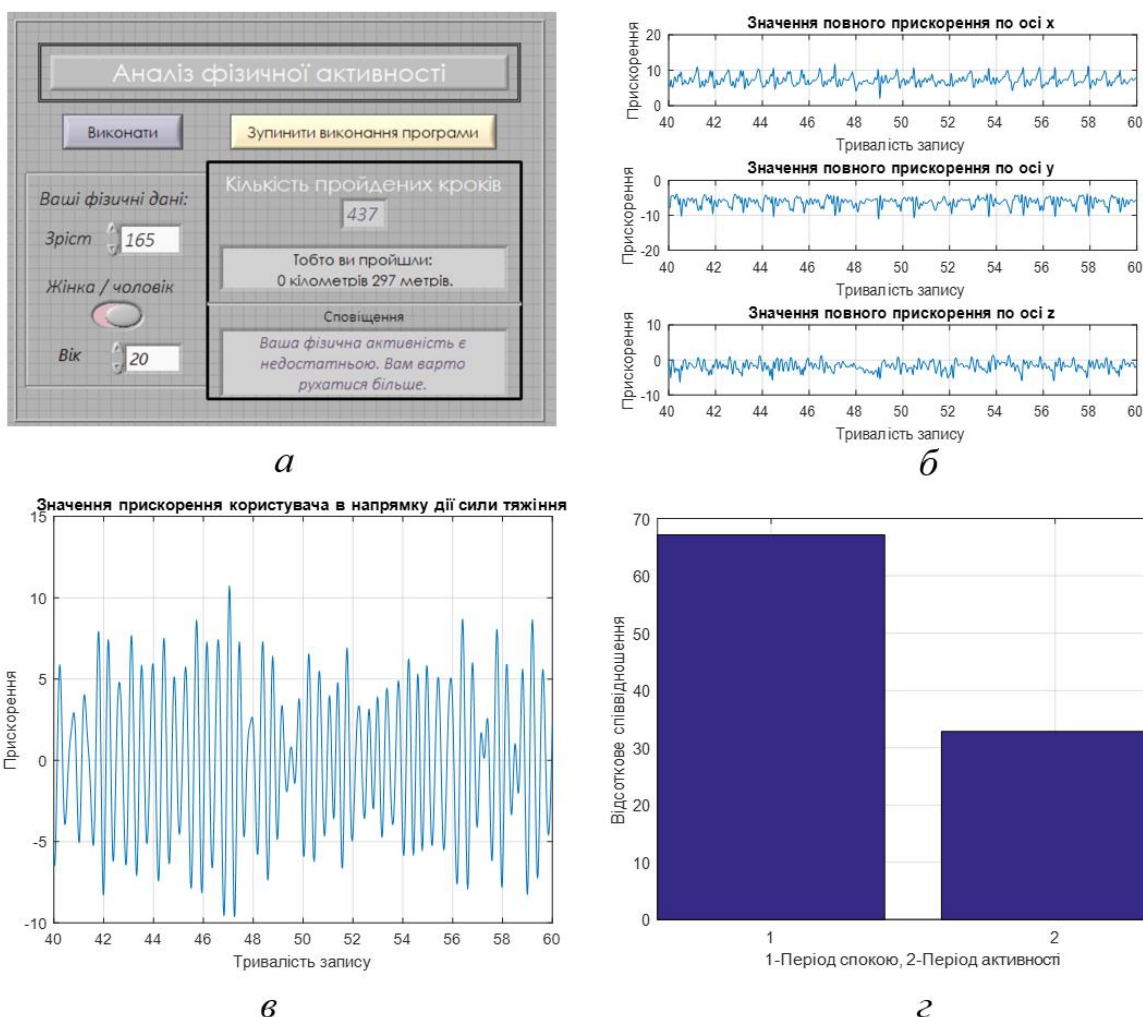


Рисунок 2.23 – Результат виконання програми для аналізу фізичної активності:

а – розрахунок кроків, відстані, оцінка рівня фізичної активності, б – діапазон значень повного прискорення, в – діапазон скорегованих значень прискорення користувача, г – діаграма співвідношення активності часу спокою та активності

З рисунку 2.23 (б) помітно, що коливання значень акселерометра до обробки, значно відрізняються від синусоїдальних коливань, які мають відображати значення акселерометра під час ходьби. Застосування фільтрів верхніх та нижніх частот з зазначеними вище частотами зрізу дозволяють значно зменшити шум та видалити коливання, які не відповідають ходьбі (рис. 2.23 (в)).

### Висновки до розділу 3

У даному розділі було виконано автоматизацію розрахунку кількості кроків на основі запису показників акселерометра. Також була реалізована можливість розрахунку відповідної пройдені відстані, знаходження співвідношення періодів активності та спокою, оцінювання рівня виконаної фізичної активності. Варто зазначити, що правильність розрахованих показників залежить від програмованих фільтрів, встановлених меж для ігнорування повільних коливань, тому, чим більша кількість записів акселерометра будуть аналізуватися в подальшому, тим вищою буде якість і точність виконаного аналізу. Загалом створений програмний продукт дозволяє аналізувати рівень активності, що безпосередньо впливає на стан здоров'я людини, зокрема на м'язовий тонус. У випадку підтримання м'язового тонусу тіла за рахунок належного рівня щоденної активності, зокрема м'язового тонусу тулуба, забезпечуватиметься можливість швидшого зміцнення м'язів спини за рахунок використання розробленого приладу.

					БМ61.12.2505.1191	Лист
						47
Изм.	Лист	№ дм.	Підпис	Дата		



## РОЗДІЛ 4

### ОХОРОНА ПРАЦІ

#### 4.1 Характеристика приладу, що розробляється

##### 4.1.1 Характеристики компонентів приладу

Оскільки метою даного розділу є виявлення та оцінка потенційно небезпечних і шкідливих виробничих факторів, що створюються усією конструкцією приладу [32], важливо, окрім компонентів реалізованого прототипу приладу, розглянути основний елемент блока живлення – літій-полімерний акумулятор (табл. 4.1).

Таблиця 4.1 – Характеристики компонентів приладу, що розробляється

№	Найменування компонентів приладу	Основні характеристики	Кількість	Позиція на рисунку
1	Мікроконтролер Arduino Nano V3.0 ATmega328P	клас виробу за способом захисту – I, клас виробу за ступенем захисту – IP 30, споживана потужність: до 6 Вт, напруга живлення: 7...12 В, загальний струм живлення контактів мікроконтролера: менше 500 мА	1	1
2	Модуль GY-521	клас виробу за способом захисту – I, клас виробу за ступенем захисту – IP 30, споживана потужність: до 0,02 Вт, напруга живлення: 3...5 В, максимальний струм живлення: 4 мА	1	4
3	Вібраційний модуль	клас виробу за способом захисту – I, клас виробу за ступенем захисту – IP 30, споживана потужність: до 0,318 Вт, напруга живлення: 3...5,3 В, максимальний струм живлення: 60 мА, мінімальна швидкість обертання мінівібромотора: 9000 об/с, максимальний рівень шуму: до 40 дБ	1	5
4	Bluetooth модуль HC-06	клас виробу за способом захисту – I, клас виробу за ступенем захисту – IP 30, споживана потужність: до 0,165 Вт, напруга живлення: 3,3 В, максимальний струм живлення: 50 мА, температурний режим: -20°C...+75°C	1	6
5	Літій-полімерний акумулятор	напруга на виході: 3,7 В, максимальний струм розряду: 5А	1	8



Класи використаних компонентів за способом та ступенем захисту були зазначені відповідно до ДСТУ EN 61140:2015 «Захист проти ураження електричним струмом. Загальні аспекти щодо установок та обладнання» та ДСТУ EN 60529:2018 «Ступені захисту, забезпечувані кожухами». До проектного приладу не висувається спеціальних вимог щодо освітлення, вологості повітря, тиску та температури.

#### 4.1.2 Складові частини приладу

Схема з'єднання функціональних частин приладу, що розробляється наведена на рисунку 4.1.

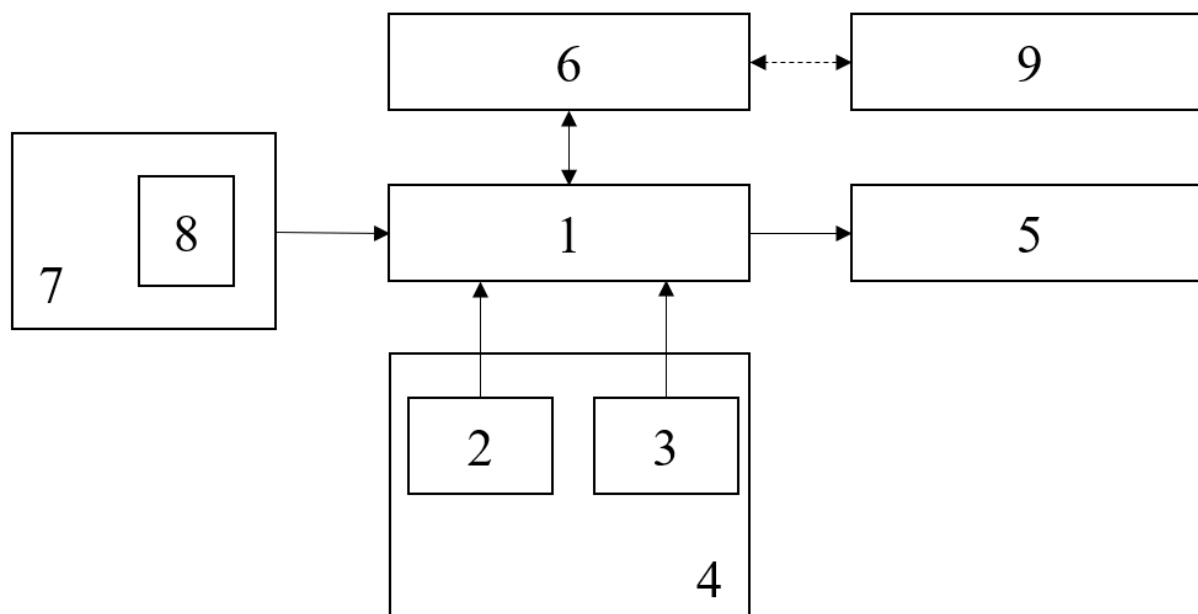


Рисунок 4.1 – Функціональна схема приладу для профілактики розвитку постурального кіфозу

На рисунку 1.1 електричні функціональні зв'язки позначені суцільними стрілками, а бездротове з'єднання штриховою стрілкою. Позначення 1 відповідає мікроконтролеру Arduino Nano V3.0 ATmega328P, 4 – модулю GY-521, складовими якого є акселерометр 2 та гіроскоп 3, 5 – вібраційному модулю, 6 – модулю Bluetooth HC-06, 7 – блока живлення, складовою якого є літій-полімерний акумулятор 8, 9 – пристрою зчитування.

### 4.1.3 Характер взаємодії об'єкту в системі «людина – об'єкт»

Засоби отримання інформації про стан роботи приладу представлені в таблиці 4.2.

Таблиця 4.2 – Взаємодія об'єкту в системі «людина – об'єкт»

№	Найменування компонентів приладу	Вид відображення інформації	Кількість
1	Мікроконтролер Arduino Nano V3.0 ATmega328P	індикатор підключення живлення – світлодіод	1
2	Модуль GY-521	індикатор підключення живлення – світлодіод	1
3	Вібраційний модуль	індикатор сповіщення про порушення постави – динамік	1
4	Bluetooth модуль HC-06	індикатор підключення живлення – світлодіод	1

## 4.2 Оцінка потенційних небезпек

### 4.2.1 Небезпека ураження електричним струмом

Оцінка та аналіз джерел, причин, наслідків небезпек електричного характеру наведена у таблиці 4.3.

Таблиця 4.3 – Оцінка небезпек електричного характеру

№	Найменування компонентів приладу	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1	Мікроконтролер Arduino Nano V3.0 ATmega328P	постійний струм	неправильне з'єднання мікроконтролера з модулями	пошкодження доріжок плати мікроконтролера, порушення роботи модулів
			пошкодження ізоляції електричних з'єднань	тепловий опік
2	Літій-полімерний акумулятор	підвищена напруга	порушення в роботі блока живлення, неправильне підключення блока живлення щодо полярності	ураження електричним струмом
				нагрівання та пошкодження мікроконтролера Arduino
				порушення роботи мікроконтролера та сполучених модулів
				тепловий опік
				пошкодження ізоляції електричних з'єднань

Продовження табл. 4.3

2		пошкодження захисної оболонки	механічна деформація, потрапляння води	ураження електричним струмом
---	--	-------------------------------	--	------------------------------

Реальні та нормативні значення небезпечних факторів електричного характеру порівняні в таблиці 4.4.

Таблиця 4.4 – Реальні та нормативні фактори електричної небезпеки

№	Фактор небезпеки	Реальні значення	Нормативні значення
1	Постійний струм	500 мА	10 мА
2	Підвищена напруга	перенапруга	оптимальні: 7 – 12 В, допустимі: 6 – 20 В
3	Пошкодження захисної оболонки акумулятора	наявні	відсутні

Нормативне значення постійного струму, що не перевищує больовий поріг для людини визначено згідно ДСТУ EN 61140:2015 «Захист проти ураження електричним струмом. Загальні аспекти щодо установок та обладнання», а нормативне значення підвищеної напруги для мікроконтролера Arduino Nano V3.0 ATmega328P згідно його технічної документації. Невідповідність реальних значень нормативним вимагає створення технічних, організаційних, режимних та експлуатаційних заходів із охорони праці – таблиця 4.5.

Таблиця 4.5 – Заходи із забезпечення електробезпеки

№	Група номенклатурних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
1	Технічні засоби	кольорове маркування дротів, що з'єднують мікроконтролер з модулями	унеможливлення помилкового з'єднання складових частин приладу
		належна ізоляція струмопровідних частин, герметичний корпус приладу, дистанційне керування	запобігання контакту зі струмопровідними частинами приладу
		підбір електричних елементів за напругою	унеможливлення перенагріву елементів та їх виходу з ладу
		застосування додаткових лінійних стабілізаторів	захист від перенапруги, що подається з блока живлення
		недопущення механічних ушкоджень та потрапляння води	унеможливлення порушення роботи приладу, захист від ураження електричним струмом

Продовження табл. 4.5

2	Організаційні засоби	інструктаж з експлуатації	навчання з питань електробезпеки при експлуатації приладу
3	Режимні засоби	перевірка несправностей спеціалістом	відсутність контакту користувача з елементами під напругою
4	Експлуатаційні засоби	перевірка акумулятора на цілісність	забезпечення безпечного використання приладу

#### 4.2.2 Небезпека займання

Можливості виникнення небезпеки загоряння проаналізовані у таблиці 4.6.

Таблиця 4.6 – Основні небезпеки, пов'язані з виникненням пожежі

№	Найменування компонентів приладу	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1	Мікроконтролер Arduino Nano V3.0 ATmega328P	електричні іскри	підвищена температура складових частин мікросхеми, зокрема мікроконтролера ATmega328P перегрівання електричних з'єднань з модулями, що пошкоджує ізоляцію	загоряння приладу та виникнення пожежі
2	Літій-полімерний акумулятор	струм короткого замикання пошкодження оболонки акумулятора	порушення в роботі блока живлення порушення умов експлуатації	загоряння приладу та виникнення пожежі

Реальні та нормативні значення небезпечних факторів, які спричиняють загоряння представлені у таблиці 4.7.

Таблиця 4.7 – Реальні та нормативні фактори пожежної небезпеки

№	Фактор небезпеки	Реальні значення	Нормативні значення
1	Електричні іскри	наявні	відсутні
2	Струм короткого замикання	наявні	відсутні
3	Пошкодження оболонки акумуляторних батарей	наявні	відсутні

Невідповідність реальних значень нормативним вимагає створення технічних, організаційних, експлуатаційних заходів із охорони праці, вони зазначені у таблиці 4.8.

Таблиця 4.8 – Заходи із забезпечення пожежної безпеки

№	Група номенклатурних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
1	Технічні засоби	застосування літій-полімерного акумулятора з контролером захисту	захист від короткого замикання, внаслідок підключення неправильно полярністю
			контроль робочої температури, що унеможливорює перегрів та пошкодження ізоляції
		вибір перерізу дротів з'єднання відповідно до потужності, що передається, по допустимому падінню напруги і щільності струму	збільшення коефіцієнту передачі потужності та уникнення перегрівання з'єднань між компонентами приладу
		виготовлення корпусу приладу з міцного, герметичного, важкозаймистого матеріалу	запобігання короткого замикання та займання унаслідок потрапляння води й пошкодження оболонки акумуляторної батареї
		наявність перемикача, що зупиняє подачу напруги живлення на мікроконтролер та інші складові частини приладу	запобігання перегріванню компонентів приладу
2	Організаційні засоби	інструктаж з експлуатації	навчання з питань пожежної безпеки при експлуатації приладу
3	Експлуатаційні засоби	належний технічний огляд у разі порушення функціонування приладу	свочасне виявлення дефектів, які можуть призвести до загорання приладу та ураження електричним струмом

#### 4.3 Інструкція по техніці безпеки при експлуатації приладу

Загальні положення, що стосуються прав і обов'язків обслуговуючого персоналу щодо дотримання вимог техніки безпеки:

- калібрування модуля положення, налаштування взаємодії між складовими частинами приладу може здійснюватися лише медичним інженером;
- тестування приладу може проводитися лише після інструктажу з експлуатації приладу та навчання з питань електробезпеки та пожежної безпеки.

Технологічні вимоги щодо дотримання заходів безпеки перед початком, під час і після закінчення роботи та в умовах надзвичайних ситуацій:

– для безпечного користування приладом перед закріпленням на поверхні тіла користувач має перевірити зовнішній вигляд приладу на відсутність механічних пошкоджень;

– у випадку, якщо індикатор підключення живлення – світлодіод не горить червоним, має бути заряджений акумулятор блока живлення;

– закріплення приладу та налаштування режиму роботи має відбуватися відповідно до інструкції з експлуатації;

– у разі виявлення порушень роботи приладу, а саме неспрацьовування вібросигнал у випадку порушення постави, нечутливості приладу до дистанційного керування, необхідно зупинити моніторинг постави та звернутися за технічним обслуговуванням.

– після закінчення роботи прилад має бути вимкнений та покладений у безпечне місце.

Особливості обслуговування приладу для профілактики розвитку патологічного кіфозу, безпечні режими роботи:

– під час транспортування прилад має бути розміщений в упаковці, яка забезпечує максимальний захист від різких ударів та поштовхів;

– технічне обслуговування приладу має відбуватися у випадку порушення його функціонування;

– під час обслуговування й подальшого застосування приладу мають бути дотримані усі правила безпеки, зазначені у цьому розділі.

#### Висновки до розділу 4

У даному розділі було розглянуто потенційно небезпечні фактори, які створюються конструкцією приладу для профілактики розвитку патологічного кіфозу, та шляхи їх усунення. Найбільш вагомими небезпеками є електронебезпека та небезпека займання. Відповідно до цього були розроблені технічні, організаційні, режимні та експлуатаційні заходи з техніки безпеки.

					БМ61.12.2505.1191	Лист
						54
Изм.	Лист	№ дм.	Підпис	Дата		

## ВИСНОВКИ

Під час виконання дипломної роботи були виконані усі поставлені завдання. У результаті пошуку патентів були визначені основні складові компоненти розроблених коректорів постави, а саме: датчик нахилу, блок обробки даних, система сповіщення, блок живлення та система кріплення.

Оскільки актуальним є створення приладу, який не обмежуватиме фізичну активність людини, тобто не матиме значних розмірів, складної конструкції, а також забезпечуватиме належний контроль постави у спокої та під час руху, враховуючи фізіологічні особливості людини, у якості датчика нахилу було обрано модуль GY-521 до складу якого входять трьохосьовий датчик акселерометра та гіроскопа. Для швидкої обробки даних датчиків було прийнято рішення щодо безпосереднього під'єднання модуля до мікроконтролера Arduino Nano V3.0 ATmega328P. Важливо зазначити, що дані компоненти є доступними та мають компактні розміри. У якості системи сповіщення був обраний модуль вібромотора, оскільки вібросигнал – оптимальний та ефективний вид сповіщення про порушення постави, він комфортний як при перебуванні вдома, так і в людних місцях. Для реалізації блока живлення передбачається використання літій-полімерного акумулятора, оскільки він має високу густину енергії, модуля заряду TP4056 та перетворювача напруги MT3608. Розроблений прилад розрахований для носіння дітьми, тому система кріплення має включати зручні еластичні ремені.

Для забезпечення правильного функціонування приладу було виконано калібрування датчиків модуля GY-521 та визначено у програмному середовищі MATLAB величини зміщення, які безпосередньо впливають на правильність розрахунку кутів обертання. Оскільки показники гіроскопа є достатньо точними на коротких проміжках часу, але нестабільні у часі, а показники акселерометра є точними лише для статичних положень, було прийнято рішення, про застосування комплементарного фільтра, який об'єднує розрахунки кутів на

					БМ61.12.2505.1191	Лист
						55
Изм.	Лист	№ дм.	Підпис	Дата		

на основі даних акселерометра та гіроскопа.

При реалізації алгоритму контролю постави враховувався кут  $\varphi$ , що свідчить про зміни в сагітальній площині людини, характерні для кіфозу. Розроблений програмний продукт дозволяє самостійно підлаштовувати режим, у якому відбуватиметься формування звички дотримання правильної постави, що безпосередньо є профілактикою розвитку постурального кіфозу.

3D модель приладу для профілактики розвитку постурального кіфозу була спроектована у програмному середовищі Solidworks. У середовищі NI LabVIEW був створений віртуальний прилад, який виконує автоматизований розрахунок кількості кроків та відповідної пройденої відстані на основі запису показників акселерометра, порівнює ці значення з оптимальними показниками, з урахуванням фізіологічних особливостей людини, відображає співвідношення періодів активності та спокою. Загалом реалізований програмний продукт дозволяє аналізувати рівень активності, що безпосередньо впливає на стан здоров'я людини, зокрема на м'язовий тонус. У випадку підтримання м'язового тону тулуба, забезпечуватиметься можливість швидшого зміцнення м'язів спини за рахунок використання приладу для профілактики розвитку постурального кіфозу.

Для безпечного використання приладу були проаналізовані можливі небезпеки, розроблені заходи для їх усунення та інструкція по техніці безпеки при експлуатації приладу.

					БМ61.12.2505.1191	Лист
						56
Изм.	Лист	№ дм.	Підпис	Дата		



## ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Кашуба В. О. Діагностика постави людини: історія та сучасний стан / В. О. Кашуба, Н. М. Гончарова, А. І. Ткачева. // Молодіжний науковий вісник Волинського національного університету імені Лесі Українки. Фізичне виховання і спорт.. – 2016. – №21. – С. 9–14.

2. Рубцова І. В. Постава. Засоби і методи оцінки та корекції / І. В. Рубцова, Т. В. Кубишкина, Н. В. Лукшина. – Воронеж: Видавничо-поліграфічний центр Воронежського державного університету, 2008. – 22 с.

3. Дробинська А. О. Анатомія та фізіологія людини / А. О. Дробинська. – Москва: ЮРАЙТ, 2014. – 527 с. – (Бакалавр. Базовий курс).

4. Пешкова О. В. Фізична реабілітація при порушеннях постави та плоскостопості / О. В. Пешкова, Є. Н. Мятига, Є. В. Бісмак. – Харків: СПДФЛ Бровин А. В., 2012. – 126 с.

5. Тимошенко Н. В. Поняття і види порушення постави у підлітків / Н. В. Тимошенко. // Медсестринство. – 2017. – №1. – С. 62–64.

6. Мазурова Л. В. Порушення постави у сагітальній площині / Л. В. Мазурова, О. О. Злобин. // Міжнародний журнал експериментального навчання. – 2010. – №1. – С. 26–27.

7. Вихляєв Ю. М., Давиденко В. Ю. Пристрій для активної корекції постави: патент України на винахід 64461 А: МПК: А61F 5/02 ; опубл. 16.02.2004.

8. Вихляєв Ю. М. Пристрій корекції постави і скривлень хребетного стовпа / Ю. М. Вихляєв. // Теорія та методика фізичного виховання. – 2008. – №2. – С. 44 – 45.

9. Кисельов В. В., Кисельов А. В. Індикатор самокорекції постави: патент на корисну модель 48765 Росія: RU 48765U1; заявл. 28.04.2005; опубл. 10.11.2005.

10. Сидеревич Д. С. Індикатор самокорекції: патент на корисну модель 014027 Росія: WO 014027A1; заявл. 25.03.2010; опубл. 04.02.2010.

					БМ61.12.2505.1191	Лист
						57
Изм.	Лист	№ дм.	Підпис	Дата		

11. Василевич С. В., Гольдберг Я.Б. Інтерактивний пристрій корекції постави людини та спосіб корекції постави: патент на винахід 2504350 Росія: RU 2504350C1; заявл. 25.07.2012; опубл. 20.01.2014.

12. Chang A. R., Perakash M., Wang C. C., Hauenstein A. M. System and method of biomechanical posture detection and feedback including sensor normalization: patent 9128521 USA: US 9128521B2; filed 15.03.2013; publ. 08.09.2015.

13. Kenneth L. R. Posture improvement device, system and method: patent 9763603 USA: US 9763603B2; filed 20.10.2015; publ. 19.09.2017.

14. User manual Arduino Nano V3.0 [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.es.co.th>.

15. MPU-6000 and MPU-6050 Register Map and Descriptions Revision 4.2. [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <https://invensense.tdk.com>.

16. Product Datasheet Vibration Motor [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.precisionmicro-drives.com>.

17. Datasheet TTP223-BA6 [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://datasheet.lcsc.com>.

18. Datasheet HC-06 Bluetooth Module [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://components101.com>.

19. Parameters and calibration of a low-g 3-axis accelerometer [Електронний ресурс] // STMicroelectronics. – 2014. – Режим доступу до ресурсу: [https://www.st.com/resource/en/application\\_note/dm00119044](https://www.st.com/resource/en/application_note/dm00119044).

20. An inertial and magnetic sensor based technique for joint angle measurement / J. O.Karol, K. Roman, T. O. Derek, M. L. Gerard. // Journal of Biomechanics. – 2007. – №40. – P. 2604 – 2611.

21. Waluyo T. P. A Review of Accelerometer Sensor and Gyroscope Sensor in IMU Sensors on Motion Capture [Електронний ресурс] / T. P. Waluyo, A. Ansori // ResearchGate. – 2019. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.researchgate.net/publication/337154714>.

22. Pedley M. Tilt Sensing Using a Three-Axis Accelerometer [Електронний ресурс] / M. Pedley // NXP Semiconductors. – 2013. – Режим доступу до ресурсу:

					БМ61.12.2505.1191	Лист
						58
Изм.	Лист	№ дм.	Підпис	Дата		

[https://www.nxp.com/files-static/sensors/doc/app\\_note/AN3461.pdf](https://www.nxp.com/files-static/sensors/doc/app_note/AN3461.pdf).

23. Arduino and MPU6050 Accelerometer and Gyroscope Tutorial [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://howtomechatronics.com/tutorials/arduino>.

24. IMU Data Fusing: Complementary, Kalman, and Mahony Filter [Електронний ресурс]. – 2013. – Режим доступу до ресурсу: <http://www.olliw.eu/2013/imu-data-fusing/#chapter41>.

25. Солоніна А. Опис структур КІХ та БІХ фільтрів в MATLAB / А. Солоніна. // Компоненти та технології. – 2009. – №1. – С. 108–113.

26. Angle estimation using gyros and accelerometers [Електронний ресурс] // Regleptician automatic control. – 2018. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.control.isy.liu.se>.

27. Apply Sensor Fusion to Accelerometers and Gyroscopes [Електронний ресурс] // Digi-Key Electronics. – 2018. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.digikey.com/en/articles>.

28. Ariffin N. H. Low cost MEMS gyroscope and accelerometer implementation without Kalman Filter for angle estimation [Електронний ресурс] / N. H. Ariffin, N. Arsad, B. Bais // ResearchGate. – 2016. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.researchgate.net/publication/315914729>.

29. Жданова Д. Р. Гіподинамія – хвороба ХХІ століття / Д. Р. Жданова, А. А. Рубізова. // Лікувальна фізкультура та медицина: матеріали 80-тої студентськ. міжрег. наук. - практ. конф. «Молоді вчені – охороні здоров'я». – 2019. – С. 550–552.

30. Кобзева О. Н. Теорія 10000 кроків / О. Н. Кобзева. // Міжнародний науковий журнал «Інноваційна наука». – 2015. – №11. – С. 68–70.

31. Brown A. 500 Lines or Less / A. Brown, G. Wilson., 2016. – 478 p. – (Architecture of Open Source Applications; v. 4).

32. Каштанов С. Ф. Охорона праці в дипломних проектах (роботах): Настанови до виконання розділу: навч. посіб. для здобувачів ступеня бакалавра/ С. Ф. Каштанов, Г. В. Демчук. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2019. – 29 с.

					БМ61.12.2505.1191	Лист
						59
Изм.	Лист	№ дм.	Підпис	Дата		

## ДОДАТОК А

### ЗАПИС ТА АНАЛІЗ ПОКАЗНИКІВ МОДУЛЯ GY-521

#### А.1 Запис даних у середовищі розробки Arduino

```
include <Wire.h> // підключення бібліотеки <Wire.h> – зв’язок з мікро-контролером через I2C
інтерфейс
const int MPU = 0x68; // адрес шини I2C модуля MPU6050
float AccX, AccY, AccZ; // задаємо змінні, які будуть розраховуватися у форматі чисел з
плаваючою комою
float GyroX, GyroY, GyroZ;
int count = 0; // цілочисельний змінній count присвоюємо 0
int oldStat = 0; // цілочисельний змінній oldStat присвоюємо 0
int i = 1; // цілочисельний змінній i присвоюємо значення 1
// За замовчуванням рівень чутливості встановлюється  $\pm 2g$  та  $\pm 250$  граду-сів/секунду
//Налаштування мікроконтролера
void setup() { // частина коду, яка виконується один раз
Serial.begin(9600); // швидкість передачі даних 9600 біт/с
Wire.begin(); // запуск бібліотеки <Wire.h> та під’єднання до шини I2C
Wire.beginTransmission(MPU); // початок передачі даних через I2C на MPU6050
Wire.write(0x6B); // з’єднання з регістром 6B
Wire.write(0x00); // обнулити модуль MPU6050
Wire.endTransmission(true); // завершення передачі даних, шина I2C звільняється для
виконання інших дій
}
//Реалізація управління мікропроцесорної системи
void loop() { // частина коду, яка циклічно повторюється
count=Serial.read(); // зчитує доступний байт з буфера послідовного з’єднання
if (count<0){ // якщо в буфер не введено даних
count=oldStat; // змінній count присвоюємо значення змінної oldStat
}
if (count=='B'){ // при введенні літери B запускається дана частина коду
while (i <= 400){ // код виконується поки значення  $i \leq 400$ 
//Запис даних з акселерометра
Wire.beginTransmission(MPU); // початок передачі даних через I2C на MPU6050
Wire.write(0x3B); // початок зчитування даних з регістра 3B;
Wire.endTransmission(false); // після виконання запиту шина I2C залишається активною
Wire.requestFrom(MPU, 6, true); // всього зчитуємо шість регістрів, оскільки значення для
кожної осі зберігається у двох регістрах, шина I2C залишається актив-
ною
AccX = (Wire.read() << 8 | Wire.read()); // зчитуємо дані з двох регістрів
AccY = (Wire.read() << 8 | Wire.read());
AccZ = (Wire.read() << 8 | Wire.read());
Serial.print(AccX); // виведення даних акселерометра по осі x
Serial.print(' ');
Serial.print(AccY); // виведення даних акселерометра по осі y
Serial.print(' ');
Serial.print(AccZ); // виведення даних акселерометра по осі z
```

					БМ61.12.2505.1191	Лист
						60
Изм.	Лист	№ дм.	Підпис	Дата		

```

Serial.print('\n'); // перехід на новий рядок
// У випадку запису даних гіроскопа попередня частина має бути закоментована
Wire.beginTransmission(MPU); // початок передачі даних через I2C на MPU6050
Wire.write(0x43); // початок зчитування даних з регістра 43 – містить дані гіроскопа;
Wire.endTransmission(false); // після виконання запиту шина I2C залишається активною
Wire.requestFrom(MPU, 6, true); // всього зчитуємо шість регістрів, оскільки значення для
кожної осі зберігається у двох регістрах, шина I2C залишається активною
GyroX = (Wire.read() << 8 | Wire.read())/ 131.0; // зчитуємо дані з двох перших регістрів, спершу
старшого й ділимо на значення рівня чутливості ±250 градусів/сек
GyroY = (Wire.read() << 8 | Wire.read())/ 131.0; // зчитуємо дані з двох перших регістрів, спершу
старшого й ділимо на значення рівня чутливості ±250 градусів/сек
GyroZ = (Wire.read() << 8 | Wire.read())/ 131.0; // зчитуємо дані з двох перших регістрів, спершу
старшого й ділимо на значення рівня чутливості ±250 градусів/сек
Serial.print(GyroX); // виведення даних гіроскопа по осі x
Serial.print(' ');
Serial.print(GyroY); // виведення даних гіроскопа по осі y
Serial.print(' ');
Serial.print(GyroZ); // виведення даних гіроскопа по осі z
Serial.print('\n'); // перехід на новий рядок
i=i+1;
delay (100); // затримка 100 мс перед виконанням наступної команди
}
oldStat='B';
}
}

```

## A.2 Аналіз даних у програмному середовищі розробки MATLAB

```

%Завантажуємо дані, отримані з акселерометра у шести положеннях
data_1=importdata('P_1.csv');
data_2=importdata('P_2.csv');
data_3=importdata('P_3.csv');
data_4=importdata('P_4.csv');
data_5=importdata('P_5.csv');
data_6=importdata('P_6.csv');
size=400;
acc_x_p_1=0;
acc_y_p_1=0;
acc_z_p_1=0;
...
acc_x_p_6=0;
acc_y_p_6=0;
acc_z_p_6=0;
%Розраховуємо середні показники для положення 1
for i=1:size
    acc_x_p_1=acc_x_p_1+data_1(i,1);
    acc_y_p_1=acc_y_p_1+data_1(i,2);

```

					БМ61.12.2505.1191	Лист
						61
Изм.	Лист	№ дм.	Підпис	Дата		

```

    acc_z_p_1=acc_z_p_1+data_1(i,3);
    i=i+1;
end;
acc_x_p_1_mn=acc_x_p_1/size;
acc_y_p_1_mn=acc_y_p_1/size;
acc_z_p_1_mn=acc_z_p_1/size;
%Створюємо масив даних на основі розрахованих показників
p_1=zeros (1,4);
p_1(1,1)=acc_x_p_1_mn;
p_1(1,2)=acc_y_p_1_mn;
p_1(1,3)=acc_z_p_1_mn;
p_1(1,4)=1;
%Задаємо нормалізований гравітаційний вектор Землі для положення 1
y_1=[0 0 1];
...
%Розраховуємо середні показники для положення 6
for i=1:size
    acc_x_p_6=acc_x_p_6+data_6(i,1);
    acc_y_p_6=acc_y_p_6+data_6(i,2);
    acc_z_p_6=acc_z_p_6+data_6(i,3);
    i=i+1;
end;
acc_x_p_6_mn=acc_x_p_6/size;
acc_y_p_6_mn=acc_y_p_6/size;
acc_z_p_6_mn=acc_z_p_6/size;
%Створюємо масив даних на основі розрахованих показників
p_6=zeros(1,4);
p_6(1,1)=acc_x_p_6_mn;
p_6(1,2)=acc_y_p_6_mn;
p_6(1,3)=acc_z_p_6_mn;
p_6(1,4)=1;
%Задаємо нормалізований гравітаційний вектор Землі для положення 5
y_6=[-1 0 0];
P=[p_1;p_2;p_3;p_4;p_5;p_6];
Y=[y_1;y_2;y_3;y_4;y_5;y_6];
P_T=P';
P_D=P_T*P;
P_D_I=inv(P_D);
X=P_D_I*P_T*Y;
%Завантажуємо дані, отримані з гіроскопа
data=importdata('P_7.csv');
gyro_x_offset=mean(data(1:400,1));
gyro_y_offset=mean(data(1:400,2));
gyro_z_offset=mean(data(1:400,3));
element_x=sprintf('%0.7f',gyro_x_offset);
element_y=sprintf('%0.7f',gyro_y_offset);
element_z=sprintf('%0.7f',gyro_z_offset);
disp(element_x);
disp(element_y);
disp(element_z);

```

					БМ61.12.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ дм.	Підпис	Дата		62

## ДОДАТОК Б

### РОЗРАХУНОК КІЛЬКОСТІ ПРОЙДЕНИХ КРОКІВ

```

clc;
clear all;
close all;
data=load('Dani.csv');
[k,m]=size(data);
F=50;
Fn=50/2;
Wp=0.06;
Ws=0.22;
%Визначення порядку фільтра з затуханням в смузі пропускання не більше 3 Дб, і з
затуханням в смузі затримки не менше 60 Дб
[n,Wn]=buttord(Wp/Fn,Ws/Fn,3,60);
%Проектування цифрового фільтра нижніх частот з частотою зрізу Wn*Fn Гц
[b,a]=butter(n,Wn,'low');
%Розрахунок комплексної частотнотної характеристики фільтра
[h,w]=freqz(b,a);
%Виведення фільтра нижніх частот на екран
figure(1);
plot((w/(2*pi)*F),abs(h));
xlabel('Частота у герцах');
ylabel('Коефіцієнт передачі фільтра');
title('Амплітудно-частотна характеристика фільтра нижніх частот Баттерворда');
grid on;
%Гравітаційне прискорення та виведення його на екран
x_g=filter(b,a,x);
y_g=filter(b,a,y);
z_g=filter(b,a,z);
figure(3)
subplot(3,1,1)
plot(t,x_g)
xlabel('Тривалість запису');
ylabel('Прискорення');
title('Значення гравітаційного прискорення по осі x');
grid on;
subplot(3,1,2)
plot(t,y_g)
xlabel('Тривалість запису');
ylabel('Прискорення');
title('Значення гравітаційного прискорення по осі y');
grid on;
subplot(3,1,3)
plot(t,z_g)
xlabel('Тривалість запису');
ylabel('Прискорення');
title('Значення гравітаційного прискорення по осі z');

```

					БМ61.12.2505.1191	Лист
						63
Изм.	Лист	№ дм.	Підпис	Дата		

```

grid on;
%Прискорення користувача
x_u=x - x_g;
y_u=y - y_g;
z_u=z - z_g;
%Виділимо прискорення користувача в напрямку дії сили тяжіння
d=zeros(1,k);
for s=1:k
    d(s)=x_g(s)*x_u(s)+y_g(s)*y_u(s)+z_g(s)*z_u(s);
    s=s+1;
end
%Побудуємо фільтр низьких частот для видалення різких піків частотою більшою за 5 Гц
Wp_1=3;
Ws_1=5;
%Визначення порядку фільтра з затуханням в смузі пропускання не більше 3 Дб, і з
затуханням в смузі затримки не менше 60 Дб
[n_1,Wn_1]=buttord(Wp_1/Fn,Ws_1/Fn,3,60);
%Проектування цифрового фільтра нижніх частот з частотою зрізу Wn_1*Fn Гц
[b_1,a_1]=butter(n_1,Wn_1,'low');
%Розрахунок комплексної частотнотної характеристики фільтра
[h_1,w_1]=freqz(b_1,a_1);
%Побудуємо фільтр високих частот для видалення повільних піків частотою меншою за 1 Гц
Wp_2=2;
Ws_2=1;
%Визначення порядку фільтра з затуханням в смузі пропускання не більше 3 Дб, і з
затуханням в смузі затримки не менше 60 Дб
[n_2,Wn_2]=buttord(Wp_2/Fn,Ws_2/Fn,3,60);
%Проектування цифрового фільтра нижніх частот з частотою зрізу Wn_1*Fn Гц
[b_2,a_2]=butter(n_2,Wn_2,'high');
%Розрахунок комплексної частотнотної характеристики фільтра
[h_2,w_2]=freqz(b_2,a_2);
sign_1=true;
steps=0;
massive=zeros(1,k);
l=1;
%Рахунок кроків
for i=2:k
    if d_f_2(i)>=1 && d_f_2(i-1)<1 && sign_1==true
        steps=steps+1;
        massive(l)=i;
        l=l+1;
        sign_1=false;
    end
    if d_f_2(i)<0 && d_f_2(i-1)>=0
        sign_1=true;
    end
    i=i+1;
end

```